الفصل التاسع

التطبيقات الطبية للإشعاعات المؤينة
Medical Application of radiation

مقدمة – استخدام الإشعاعات للتشخيص – التشخيص بالطب النووي – التصوير بالنويدات المشعة– الدراسات التشخيصية بالنويدات المشعة – حساب الجرعة عن المادة المحقونة– استخدام الإشعاعات للعلاج

9–1 مقدمة

حدث في العقود الأخيرة من القرن العشرين تطور هائل في تطبيقات الإشعاعات المؤنية والمواد المشعة في عدد من المجالات الصناعية والزراعية والصيدلانية والطبية وغيرها. وسوف يستعرض هذا الفصل بعض أهم تطبيقات الإشعاعات والمواد المشعة في الطب في عدة مجالات متنوعة أهمها ما يلي:

- استخدام الإشعاعات المؤينة أو النظائر المشعة في التشخيص
- استخدام الإشعاعات المؤينة أو النظائر المشعة في العلاج Radiotherapy .
- استخدام الإشعاعات في تعقيم الدم والصيدلانيات والمواد الصيدلانية والمعدات الطبية Sterilization of blood, medical and pharmaceutical product .
- استخدام الإشعاعات لإنتاج اللقاحات المختلفة.
- استخدام النظائر كمصدر للطاقة الكهربائية في الأجهزة التي تغرس في جسم الإنسان كمنظمات ضربات القلب pace maker .

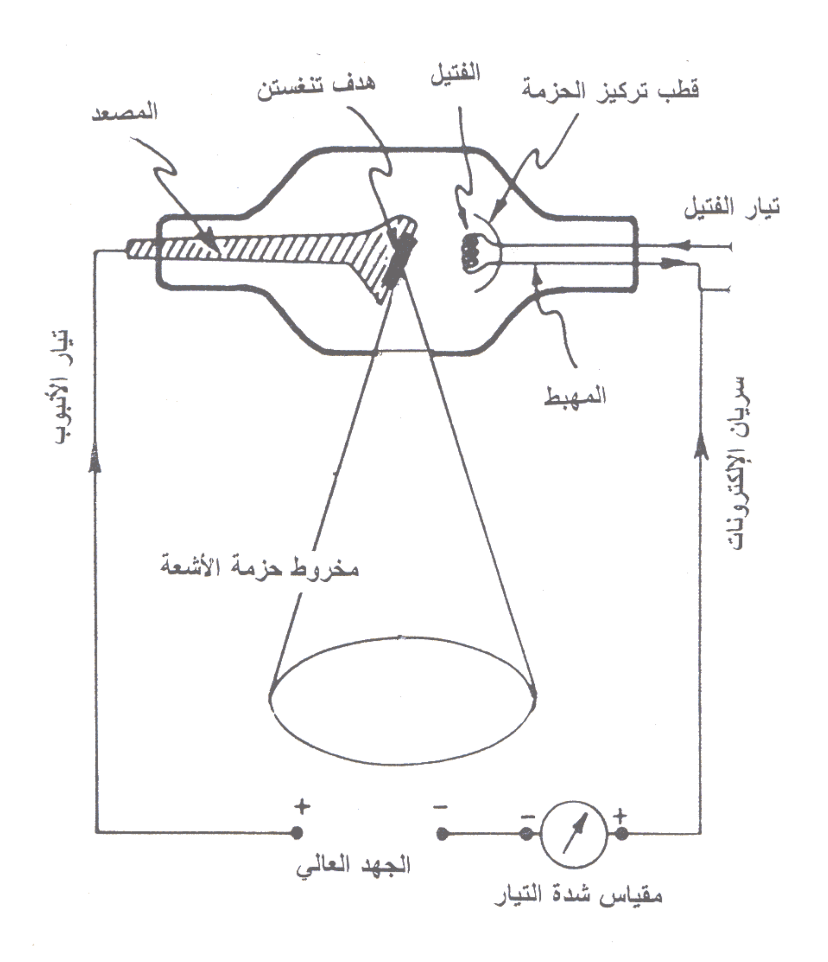
9-2 استخدام الإشعاعات المؤينة في التشخيص

انتشر في القرن العشرين استخدام الإشعاعات المؤنية المختلفة في مجال تشخيص كافة الظواهر المرضية في الجسم البشري وفي التطبيقات البيولوجية والطبية المختلفة. فمنذ اكتشاف الأشعة السينية في نهاية القرن التاسع عشر بدأ استخدامها في تصوير كافة أعضاء الجسم البشري وأنسجته، وبالتالي تشخيص الغالبية العظمى من العيوب والتشوهات البدنية في الكائنات الحية. فالأشعة المذكورة قادرة على تكوين صور جلية للتفاصيل الداخلية لأي عضو أو نسيج بشري أو غير بشري، توضح كافة تفاصيله الداخلية مما يوفر للطبيب إمكانيات هائلة لتشخيص المرض أو العيب أو التشوه في العضو أو النسيج المعين، ومع تطور علوم الحاسب الآلي وسبل الكشف عن الإشعاعات المؤينة تطور علم التصوير الإشعاعي من التصوير على أفلام التصوير العادية إلى التصوير الفلوروسكوبي على الشاشات ثم إلى التصوير المقطعي Tomography باستخدام الحاسبات الآلية. وتتناول الفقرات التالية أهم خصائص استخدامات الأشعة السينية في التشخيص. وتفادياً للتكرار سوف يعرج الحديث أحياناً عن أهم خصائص هذه الأشعة عند استخدامها للأغراض العلاجية.

9-2-1 إنتاج وخصائص الأشعة السينية التشخيصية والعلاجية

ورد في الفصل الثاني أن الأشعة السينية تتولد عند رجم إلكترونات سريعة لهدف مصنوع من فلز ذي عدد ذري كبير. وفي جميع التطبيقات الطبية والصناعية تستخدم لتوليد الأشعة السينية أنابيب زجاجية مفرغة من الهواء يطلق عليها اسم أنبوب الأشعة السينية. وتحتوي الأنبوب (شكل 9-1) عادة على مصدر للإلكترونات التي تنبعث من فتيل من مادة التنغستن الذي يسخن إلى درجات حرارة عالية بفعل تيار كهربائي. وتوجه الإلكترونات المنبعثة من الفتيل نحو المصعد (الأنود) بواسطة فرق جهد كهربائي مستمر يتراوح بين عدة عشرات الآلاف وعدة مئات الآلاف من الفولط. وبذلك، تكتسب جميع

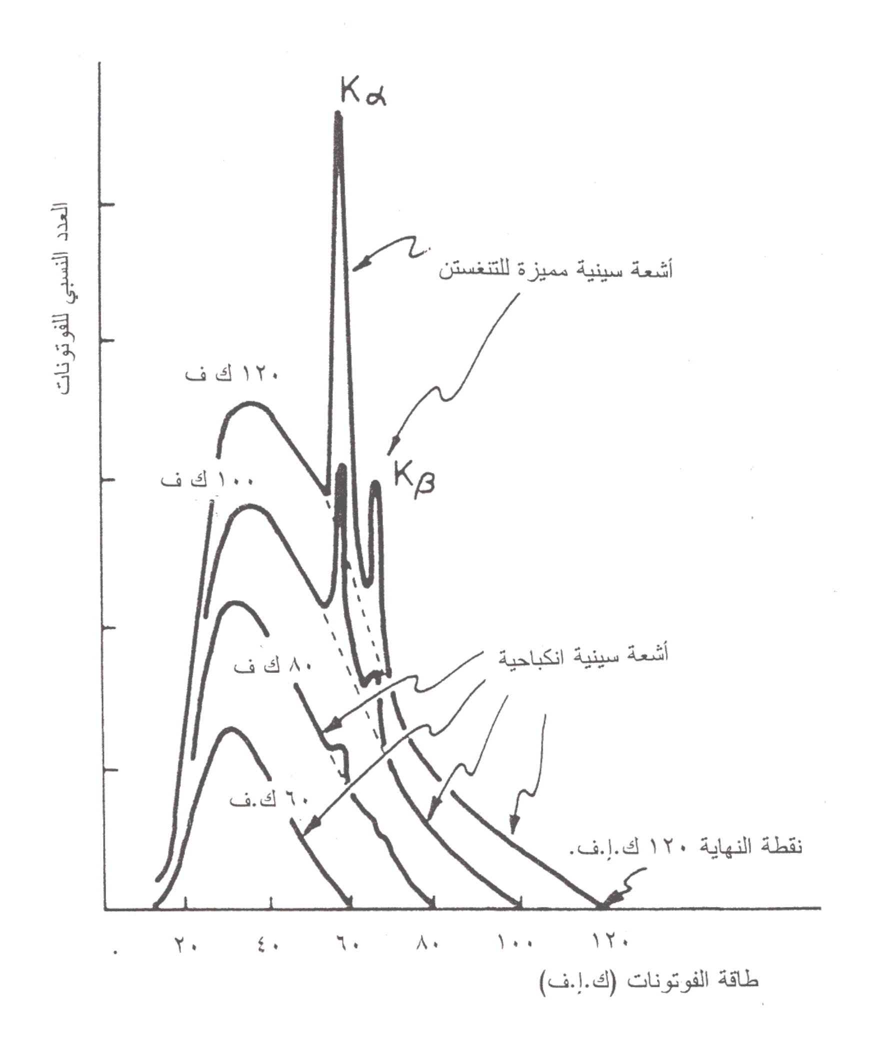
الإلكترونات عند انتقالها من المهبط للمصعد قيمة واحدة للطاقة تساوي تماماً حاصل ضرب شحنة الإلكترون الواحدة في فرق الجهد بين المهبط والمصعد وذلك بوحدة الإلكترون فولط.



شكل (٩-١): مخطط توضيحي لأنبوب الأشعة السينية

وتنطلق الأشعة السينية الانكباحية (والمعروفة كذلك بالأشعة السينية البيضاء) نتيجة فرملة الإلكترونات المعجلة على مادة الهدف،

كما تنطلق الأشعة السينية المميزة التي تمثل خطـوط طيـف الأشـعة السينية لمادة المصعد (وهي التنغستن غالباً) نتيجة إثارة ذرات المصعد ثم انتقال بعض إلكترونات الذرة من مدار أبعد إلى مدار أقرب للنـواة. ويبين شكل (9–2) التوزيع الطيفي لفوتونات الأشعة السينية المنبعثة من

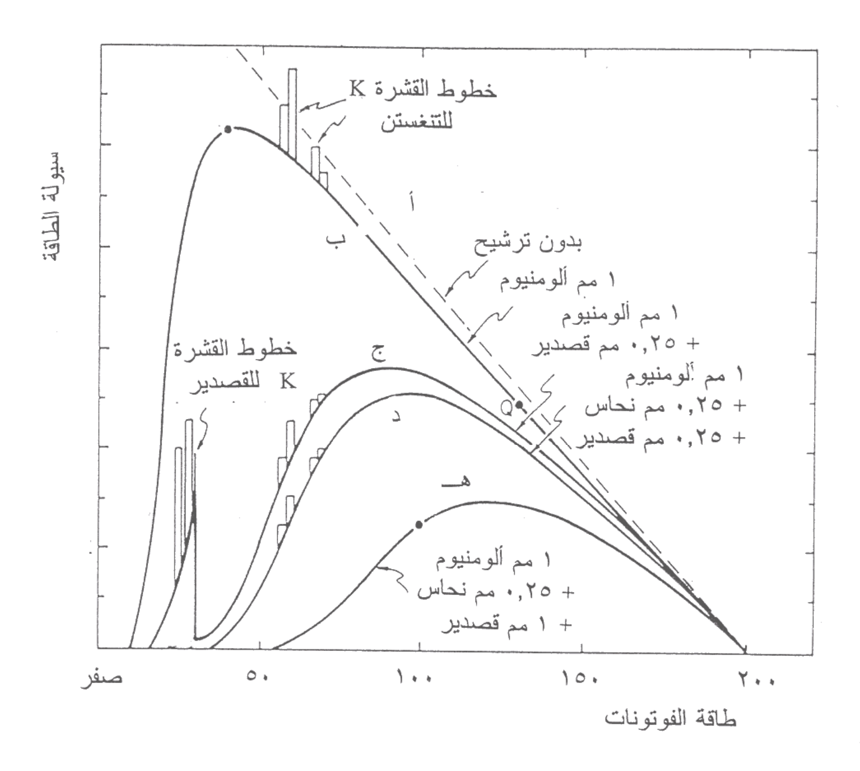


شكل (٩–٢): أطياف الأشعة السينية لجهود تشغيل مختلفة

أنبوب أشعة سينية تستخدم للتشخيص عند فروق جهد بين المهبط والمصعد مقدارها 60، 80، 100، 120 كيلوفولط قمة. وتبين هذه المنحنيات العدد النسبي للفوتونات كدالة من طاقة هذه الفوتونات لقيم مختلفة لجهد تعجيل الإلكترونات. ويظهر على هذا الطيف بوضوح كل من المركبة الانكباحية والمميزة للأشعة السينية حيث تظهر الأشعة المميزة للتنغستن في صورة قمتين حادتين K_α , K_β من حيث الطاقة فوق الطيف المتواصل للأشعة الانكباحية.

9-2-2 ترشيح حزمة الأشعة السينية

عند انطلاق الأشعة السينية نتيجة رجم هدف سميك من التنغستن بحزمة إلكترونات أحادية الطاقة ولتكن 200 كيلو إلكترون فولط يكون توزع طاقة الفوتونات كالمبين في شكل (9-2). وعند حساب سيولة طاقة الفوتونات لعنصر الطاقة كدالة من طاقة هذه الفوتونات يتخذ توزع السيولة الصورة المبينة بالخط المستقيم المتقطع على شكل (9-3). ويتبين من هذا التوزيع أن عدد الفوتونات لعنصر الطاقة كدالة من طاقة هذه الفوتونات منخفضة الطاقة هي السائدة في حين أن عدد الفوتونات ذات الطاقة المرتفعة نسبياً وبالتالي سيولة الطاقة لهذه الفوتونات تكون محدودة للغاية. ومثل هذه الحزمة من الأشعة السينية غير ملائمة سواء بالنسبة لاستخدام هذه الأشعة للفحوص التشخيصية أو لعلاج الأورام. ويعود السبب في ذلك إلى أن الفوتونات منخفضة الطاقة سوف تمتص في الطبقة السطحية من الجسم (أي في الجلد) ولن تصل إلى الطبقات العميقة من الأنسجة، وبالتالي تودع طاقة هذه الفوتونات في الطبقة السطحية دون الوصول للعمق المطلوب. وبالتالي، تعتبر الفوتونات منخفضة الطاقة (وهي الغالبة من حيث العدد) غير مفيدة لأداء المهمة بل وضارة نظراً لإيداعها كل طاقتها قرب الطبقة السطحية من الجسم.



شكل (٩-٣): تأثير الترشيح على طيف الأشعة السينية

وعموماً، يمكن التخلص بسهولة من الفوتونات منخفضة الطاقة التي تعتبر فوتونات غير مرغوب فيها سواء بالنسبة للتصوير التشخيصي أو لعلاج الأورام العميقة وذلك باستخدام مرشحات ملائمة لترشيح حزمة الأشعة السينية. وتبين المنحنيات ب، ج، ء، هـ على شكل (9-3) كيفية تغير توزع سيولة الطاقة عند استخدام مرشحات مختلفة النوع والسمك. فالمنحنى ب يبين كيفية توزع سيولة طاقة الفوتونات كدالة من طاقتها عند استخدام مرشح عبارة عن شريحة يبلغ سمكها 1 مم من الألومنيوم. أما المنحنى ج فينتج عند ترشيح الحزمة الأولية بواسطة شريحتين متتاليتين الأولى من الألومنيوم بسمك 1مم والثانية من القصدير بسمك 0.25 مم. ونتيجة لهذا المرشح المركب

تنخفض سيولة طاقة الفوتونات في منطقة الطاقــات المنخفضـــة (مـــن حوالي 40 إلى 40 كيلو إلكترون فولط) إلى ما يقرب من الصـــفر، إلا أنه تظهر شريحة من الفوتونات منخفضة الطاقة عند أقـــل مـــن 29.2 ك.إ.ف. وتعود هذه الزيادة إلى تفاعل فوتونات الأشـــعة الســـينية مـــع الإلكترونات الداخلية لذرات القصدير وحدوث الظاهرة الكهروضـــوئية عليه، وبالتالي ظهور الأشعة السينية المميزة للقصـــدير فـــي صـــورة نتوءات عالية في المدى بين حوالي 25، 29 ك.إ. ف.

ويمكن التخلص من هذه النتوءات على المنحنى ج ومن مركبـــة الأشـــعة الســـينية منخفضة الطاقة باستخدام طبقة من النحاس Cu يبلغ سمكها 0.25 مم توضع بين الألومنيوم والقصدير، حيث يتخـــذ بعـــدها منحنى السيولة الصورة المثبتة بالمنحنى د من نفس الشكل . وبزيـــادة سماكة طبقة القصدير من 0.25 مم حتى 1 مم مـــع وجـــود مرشـــحا الألومنيوم والنحاس بالسماكتين المذكورتين تختفي الفوتونات منخفضـــة الطاقة تماماً من الحزمة ويتخذ منحنى السيولة الصورة المبنية بالمنحنى هـــ على نفس الشكل.

ويطلق على المرشح المركب من هذه الطبقات الثلاثة المتتابعـــة اسم مرشحات ثورايوس Thoraeus filters . ويجب التنـــويه بضـــــرورة المحافظة على ترتيب الطبقات بحيث يكون الفلز ذو العدد الذري الأكبر أقرب إلى الأنبوب والفلز ذو العدد الذري الأصغر أبعد من الأنبوب (أي في اتجاه المريض) .

وهكذا، تستخدم مرشحات مكونة من فلزات محـــددة بســـماكات محددة للحصول على الحزمة ذات التوزع الطاقي المطلـــوب للغـــرض المحدد سواء التشخيصي أو العلاجي.

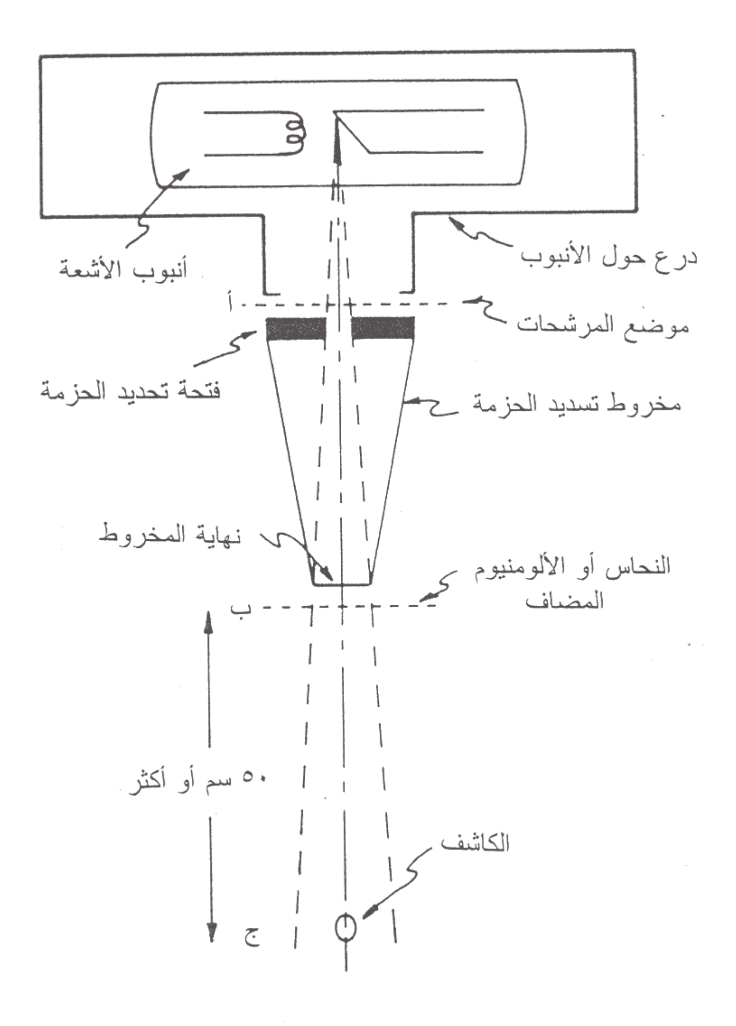
9 – 2 – 3 نوعية الأشعة السينية والسمك النصفي

The quality of x-rays

نظراً للحاجة إلى معرفة العمق الذي تخترقه الأشعة السينية في النسيج البشري فإنه يتم التعبير في بعض الأحيان عن نوعية هذه الأشعة بدلالة قيمة السمك النصفي (Half Value Layer HVL). والسمك النصفي لمادة معينة هو ذلك السمك من هذه المادة اللازم لخفض جرعة الحزمة إلى نصف قيمتها الأصلية بناءً على قياس التعرض بالرنتجن بواسطة جهاز خاص معاير لمثل هذه القياسات. وعموماً، يقاس السمك النصفي بهذا المفهوم بالنسبة للجهود الواقعة بين 120، 400 كيلو فولط بعدد المليمترات من سمك شريحة من النحاس. أما عند الجهود الأقل من 120 كيلوفولط فيقاس السمك النصفي عادة بعدد ملليمترات الألومنيوم.

9–2–4 قياس السمك النصفي للأشعة السينية

يتم قياس السمك النصفي للحزمة المعينة من الأشعة السينية وذلك بقياس كيفية تغير معدل التعرض بالرنتجن عند وضع سماكات توهين مختلفة في مسار الحزمة. ولهذا الغرض يتم اختيار الوضع الهندسي المبين في شكل (9–4) بالدقة الواجبة، حيث يجب أن يوضع الحجم الحساس لمقياس معدل التعرض عند النقطة ج التي تقع على محور الحزمة والتي تبعد ما لا يقل عن 50 سم من الحافة الخارجية لمخروط تشكيل الحزمة حتى يمكن تفادي أكبر نسبة ممكنة من الأشعة المتشتتة. فضلاً عن ذلك، يجب أن توجه حزمة الأشعة السينية بالنسبة للغرفة بحيث يكون الحجم الحساس لمقياس معدل التعرض بعيداً عن أي جسم قد يؤدي إلى حدوث تشتت للحزمة عليه بما في ذلك جدران الغرفة وأرضيتها وسقفها.



شكل (٩-٤): أسلوب قياس السمك النصفي

كذلك، يجب خفض مساحة مقطع الحزمة المنطلقة من الجهاز بحيث تكون أبعاد هذا المقطع حوالي 5 سم × 5 سم عند موقع المقياس في النقطة ج. ويجب توجيه عناية خاصة للتأكد من وجود المقياس في مركز هذا المقطع. ويسهل تحقيق ذلك بالنسبة لأجهزة الأشعة المزودة بمبين ضوئي لموضع الحزمة وعندما تكون فتحة تسديد الحزمة من

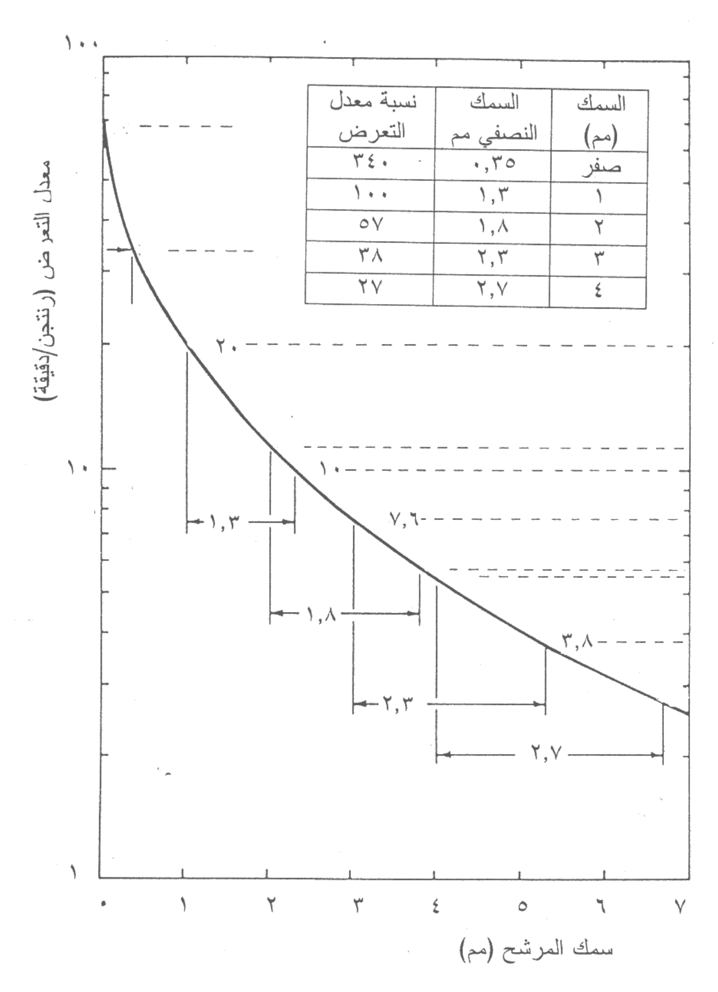
النوع القابل للضبط بصفة مستمرة. في هذه الحالة فإن أبسط طريقة لاختبار تسديد الحزمة هو تركيب شاشة فلورية خلف مقياس التعرض مباشرة وتشغيل جهاز الأشعة للحظة قصيرة ومراقبة ظل المقياس، بحيث يكون في مركز المجال الإشعاعي للحزمة.

ويجب الإشارة إلى ضرورة أن يكون حجم المجال الإشعاعي للحزمة أكبر من الجزء الحساس للمقياس حتى لا يكون هناك جزء من هذا المقياس خارج المجال الإشعاعي (الحزمة الإشعاعية).

ويجب الإشارة إلى ضرورة التفريق بين موضع المرشحات الأصلية للحزمة الذي يجب أن يكون عند النقطة أ على الشكل (9–4) وموضع المادة المطلوب قياس سمكها النصفي الذي يجب أن يكون عند النقطة ب على نفس الشكل. ويجب أن تكون أبعاد شرائح التوهين المصنوعة من النحاس أو الألومنيوم في حدود 5 سم × 5 سم وأن يكون سمكها ثابتا وأن تكون خالية تماماً من أي شوائب.

ويجب تعيين معدل التعرض (بوحدة رنتجن/دقيقة) لمجموعة من شرائح التوهين الموضوعة عند النقطة ب مع ضرورة بقاء كل من جهد الأنبوب وتيارها ثابتين بقدر المستطاع. وهنا تجدر الملاحظة إلى أنه قد ورد في الفصل الثالث أن العلاقة بين كثافة الإشعاعات I وسمك شريحة التوهين هي علاقة أسية. بمعنى أنه عند رسم العلاقة بين لوغاريتم I وبين سماكة الشريحة يجب الحصول على منحنى يتخذ صورة المستقيم. إلا أن الواقع التجريبي يبين عدم دقة هذه الخاصية حيث يختلف المنحنى المتحصل عملياً اختلافاً جوهرياً عن الخط المستقيم ويتخذ الصورة المبنية في شكل (9 – 5). ويعود السبب في ذلك إلى عدة عوامل أهمها أن حزمة الأشعة السينية تتميز بطيف مستمر للطاقة وليس بقيمة طاقة وحيدة. وعند ترشيح الحزمة بمجموعة مرشحات تتضمن عناصر متوسطة وثقيلة تمتص المركبات منخفضة الطاقة من الأشعة السينية

وتصبح شريحة الطاقات محدود الامتداد وتسود فيها قيم الطاقات العالية. عندئذ يزداد السمك النصفي للحزمة ويقترب منحنى الجرعة كدالة مـــن السمك من العلاقة الخطية بين معدل الجرعة والسمك.



السمك (مم)	السمك النصفي مم	نسبة معدل التعرض
صفر	٠,٣٥	٣٤٠
١	١,٣	١٠٠
٢	١,٨	٥٧
٣	٢,٣	٣٨
٤	٢,٧	٢٧

شكل (٩-٥): منحنى التوهين العملي في النحاس لأشعة جهدها الأقصى ٢٠٠ ك ف

5-2-9 السمك النصفي والمرشحات للأجهزة العلاجية

في الماضي استخدمت أجهزة أشعة سينية بجهود تتراوح قيمتها القصوى بين حوالي 200، 400 كيلوفولط للأغراض العلاجية. وبالنسبة لهذه الأجهزة فإن تعيين السمك النصفي احتل درجة عالية من الأهمية بهدف تعيين توزع الجرعات كدالة من العمق. أما في الوقت الحالي فإن تعيين السمك النصفي لهذا المدى من الجهود بات أقل أهمية. أما في المدى بين 100، 150 كيلوفولط فما زال تعيين السمك النصفي أمراً ضرورياً. فمثل هذه الحزم من الأشعة السينية يلزم ترشيحها بمرشحات من الألومنيوم، ويتم تشغيلها عادة بمرشحات يتراوح سمكها بين 2 ، 3 مم. وتستخدم مثل هذه الحزم بعد الترشيح لعلاج الأورام السطحية (الظاهرية) .

أما بالنسبة لمصادر السيزيوم 137 أو الكوبلت 60 المستخدمة في العلاج فإن حزمها لا تحتاج لأي نوع من المرشحات نظراً لأن إشعاعات جاما المنطلقة من هذين المصدرين تتميز بقيمة وحيدة أو قيم محددة للطاقة دون غيرها. فكما ورد في الأبواب السابقة فإن السيزيوم 137 يصدر أشعة جاما بطاقة وحيدة هي 0.662 ميغاإلكترون فولط، ويصدر الكوبلت 60 أشعة جاما بطاقتين هما 1.173، 1.332 ميغا إلكترون فولط، ويمكن اعتبارهما كطاقة متوسطة وحيدة مقدارها 1.250 ميغا إلكترون فولط .

أما المعجلات الخطية (Lin ac) التي تتراوح طاقة تعجيل الإلكترونات فيها بين 4، 20 م.إ.ف، وكذلك معجلات البيتاترون التي تتراوح طاقة تعجيل الإلكترونات فيها بين 20، 30 م.إ.ف فتصدر بدورها حزماً متصلة الطاقة من الأشعة السينية تتراوح طاقاتها من 1 م.إ.ف وحتى الطاقة القصوى للإلكترونات. وبالنسبة لهذا المدى العريض من طاقات الأشعة السينية (من 1 حتى 20 م.إ.ف للمعجلات الخطية أو من 1 حتى 30 م.إ.ف لمعجلات البيتاترون) فإنه لا يوجد

مرشح مناسب للحزمة. فمن المعروف أن مقدار معامل التوهين بالنسبة للرصاص مثلاً كدالة من الطاقة يصل إلى أدنى قيمة له عند حــوالي 3 م.إ.ف، ويزيد مقدار هذا المعامل بزيادة الطاقة أو بانخفاضها (راجــع الفصل الثالث).

وبالتالي، فإن استخدام أي مرشح من مادة عالية العــدد الــذري كالرصاص سوف يوهن كثيــراً الإشــعاعات ذات الطاقــات العاليــة والمنخفضة ويمرر الإشعاعات التي تقع طاقاتها حــول 3 م.إ.ف. أمــا بالنسبة للمواد متوسطة العدد الذري كالنحاس مثلاً فإن معامل التــوهين يكاد يكون ثابتاً عند جميع الطاقات، وبالتالي فإن استخدام المرشح يوهن الإشعاعات عند جميع الطاقات بنفس النسبة، مما يجعل مثل هذا المرشح عديم الفائدة بل ضاراً. كذلك، لا تستخدم، في كثير من الأحيان، مع هذه المعجلات مرشحات من مواد خفيفة كالألومنيوم نظرا لأنها توهن قليلا الأشعة ذات الطاقات المنخفضة دون تأثير يــذكر علــى الأشــعة ذات الطاقات العالية، فضلاً عن أنه يلزم استخدام سمك كبير جداً مــن هــذه المادة لتحقيق التوهين المطلوب.

9-2-6 السمك النصفي والمرشحات للأجهزة التشخيصية

إن عدم استخدام المرشحات الملائمة في أجهزة الأشعة الســينية التشخيصية قد يؤدي إلى زيادة المخاطر على المريض زيــادة كبيــرة. فاستخدام المرشحات الملائمة لحزمة الأشعة السينية يخفض كثيراً حجم المخاطر التي يتعرض لها المريض في نفس الوقت الذي يؤدي ذلك إلى تحسين نوعية الصورة أو الفحــص التشخيصــي. فبالنســبة للأشــعة التشخيصية فَإنه يجب استخدام المرشحات الملائمة اللازمة لامتصــاص الفوتونات منخفضة الطاقة التي لا تصل عموماً للعضو الخاضع للفحص وإنما تمتص في الطبقات السطحية من جسم الإنسان، مما يزيد الجرعة الممتصة في هذه الطبقات دون جدوى.

لذلك، يجب أن تجهز جميع أجهزة الأشعة السينية المستخدمة في التشخيص بمرشحات مختلفة، بعضها ثابت وبعضها متغير (لا يقل سمكها عن حوالي 3مم ألومنيوم شكل (9–2) . فالسمك النصفي للألومنيوم يعتمد على جهد القمة. فبالنسبة للأجهزة التي تعمل في حدود 45–50 كيلوفولط يجب أن يكون سمك المرشح حوالي 1.5مم ألومنيوم. أما بالنسبة لأجهزة الدراسات الماموغرافية (فحص الثدي) التي تعمل عند جهد 30 كيلوفولط والتي تستخدم فيها الأفلام الحساسة ككاشف يكون سمك المرشح حوالي 0.5 مم ألومنيوم.

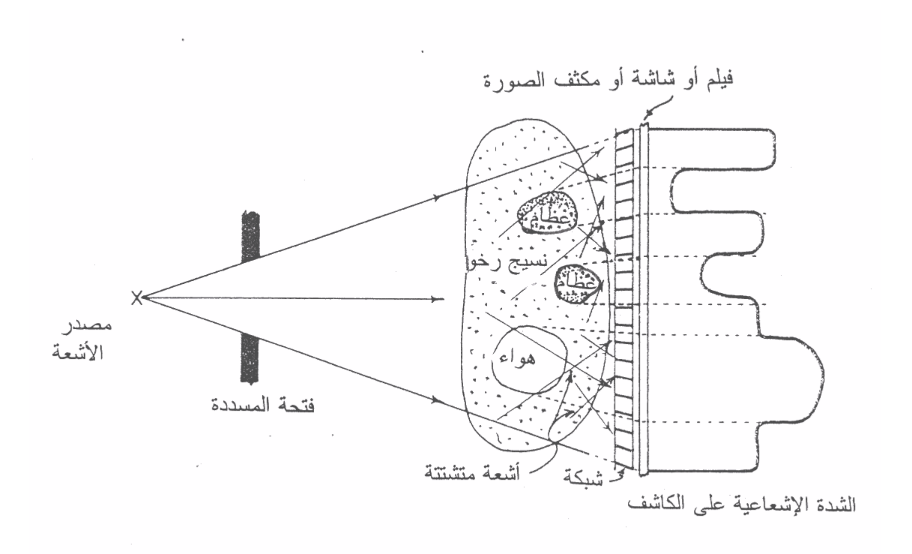
9–2–7 مستقبلات الصورة في أجهزة الأشعة السينية

بالنسبة للتشخيص بالأشعة السينية ينصب الاهتمام على كمية الأشعة التي تخترق أعضاء وأنسجة الجسم البشري. فالأنسجة البشرية المختلفة تمتص نسباً مختلفة من الأشعة السينية أي أنها توهن هذه الأشعة بنسب مختلفة، وبقياس كمية الأشعة المخترقة للنسيج يمكن معرفة التراكيب الداخلية لهذا النسيج من خلال ما يعرف باسم صورة الظل Shadow Picture لهذا النسيج التي تتمثل في كثافة الإشعاعات المخترقة له .

وتعني فيزياء الأشعة السينية التشخيصية في الوقت الحاضر بكيفية الحصول على صورة واضحة للنسيج أو العضو مع إيداع أقل كمية ممكنة من طاقة هذه الأشعة في ذلك العضو أو النسيج نظراً للمخاطر التي قد تترتب عن إيداع هذه الطاقة.

ويبين شكل (9–6) مخططاً لكيفية تكوّن صورة الأشعة للأجزاء المختلفة من جسم المريض من خلال اختلاف كمية الأشعة السينية التي تخترق الأنسجة المختلفة ويسهل تمييز المكونات المختلفة للعضو المتعرض للأشعة كالنسيج اللحمي، والدهن والأنسجة الرخوة، والفجوات الهوائية والعظام بسبب اختلاف توهين هذه المكونات للأشعة السينية،

وبالتالي اختلاف الكمية التي تخترق العضو وتصل إلى وسيلة التسجيل. ويتم استقبال الأشعة المخترقة على الوسائل التالية:



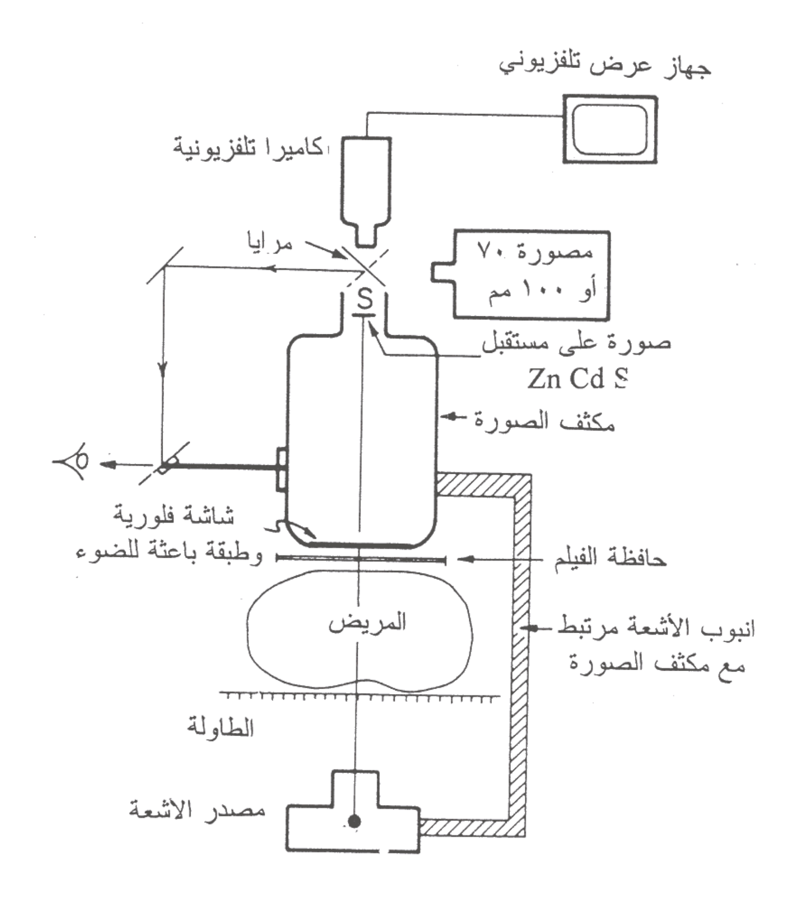
شكل (٩-٦): مخطط توضيحي لكيفية تكون صورة الأشعة

- فيلم حساس عبارة عن مادة بلاستيكية رقيقة وشفافة مكسوة بطبقة من مادة حساسة للضوء أو الأشعة السينية تزيد عتامتها بزيادة كمية الأشعة التي تصلها أي بنقص الكمية الممتصة في النسيج المقابل، وتقل عتامتها بانخفاض الكمية التي تصلها (أي بزيادة الكمية الممتصة في النسيج). وتتميز هذه الأفلام بإمكانية فحص الصورة أكثر من مرة دون تعرض المريض التصوير.
- شاشة فلورية: تظهر عليها صورة العضو المعرض لحزمة الأشعة ويشاهدها الطبيب خلال عملية تعريض العضو وتضيع الصورة بمجرد توقف حزمة الأشعة.

- مكثف الصورة: يبين شكل (9–7) صورة لأحد مكثفات الصورة التي تم تطويرها خلال السبعينيات من القرن العشرين. ويتمثل عمل مكثف الصورة في أنه عندما تخترق الأشعة السينية المكونات المختلفة للعضو الخاضع للتصوير وتسقط على الشاشة الحساسة التي تزود بمهبط يصدر إلكترونات بفعل الظاهرة الكهروضوئية (أي أن الضوء الذي ينطلق من مادة الشاشة يسقط على المهبط الكهروضوئي الذي تنطلق منه إلكترونات يتناسب عددها مع شدة الإضاءة الواقعة على الشاشة). وتسرع هذه الإلكترونات بواسطة فرق جهد كهربائي (يبلغ حوالي 25 كيلوفولط) فيولد صورة مكثفة على شاشة أخر ، ويمكن لطبيب الأشعة رؤية الصورة على الشاشة بشكل أوضح أو تسجيلها بأية وسيلة من الوسائل مثل الفلورة أو الحاسب أو غيرها.

9–3 التشخيص بالطب النووي

نتيجة لتطور إنتاج النظائر المشعة ذات الأعمار النصفية المختلفة ولتطور الطرق والأجهزة النووية أمكن استخدام هذه النظائر والطرق في تشخيص العديد من الأمراض وفي علاج عدد منها. ومنذ النصف الثاني من القرن العشرين بدأ الاستخدام الإكلينيكي للعديد من النويدات المشعة المفتوحة non sealed radionuclides في تشخيص العديد من الأمراض والظواهر المرضية داخل أقسام مستقلة في المستشفيات عرفت بأقسام الطب النووي أو ضمن أقسام فرعية تابعة لأقسام الأشعة التشخيصية .



شكل (٩-٧): مخطط توضيحي لمكثف الصورة

وعموماً، فإن مصطلح الطب النووي يعني استخدام النويدات المشعة ذات الأعمار النصفية القصيرة نسبياً لتصوير الأعضاء والأنسجة البشرية الداخلية لجسم المريض بهدف تشخيص المرض وتحديد أية ظواهر مرضية أو خلل في الوظائف الفسيولوجية لهذه الأعضاء أو الأنسجة، وذلك من خلال تصويرها بالإشعاعات التي تنطلق من النويدات بعد حقنها أو إدخالها للجسم أو بعد أخذ عينات من جسم المريض وإضافتها للنظير المشع خارج جسم المريض. وفي

أحيان نادرة قد يتضمن مصطلح الطب النووي استخدام بعض النويدات المشعة في علاج بعض السرطانات، وإن كان هذا العلاج لا يندرج تحت مسمى الطب النووي وإنما يخضع لأقسام أخرى يطلق عليها أقسام العلاج الإشعاعي.

9-3-1 استخدام النويدات المشعة في الطب النووي

مع تطور إنتاج النظائر المشعة الصنعية في المفاعلات النووية أو باستخدام أنواع معينة من المعجلات اتسع استخدام هذه النظائر في عمليات التشخيص الإشعاعي للعديد من الأمراض والظواهر الطبية وكذلك في الدراسات الطبية التي تهدف إلى التعرف على مدى كفاءة الأعضاء والأنسجة البشرية على أداء وظائفها الفسيولوجية .

ومن أهم النظائر المشعة المستخدمة في الطب النووي تلك التي تتميز بعمر نصفي قصير وبانخفاض طاقة إشعاعات جاما الصادرة عنها إلى الحد الذي يكفي لاستخدامها للتصوير الجامي ولا يودع جرعة كبيرة من الطاقة في جسم المريض.

ويستعرض جدول (9-1) أهم النظائر المشعة الصنعية قصيرة العمر النصفي المستخدمة في الطب النووي كمقتفيات أثر أو للتصوير الإشعاعي. ومن أهم هذه النظائر، على الإطلاق، نظير التكنيشيوم 99م الذي يتميز بعمر نصفي يبلغ 6 ساعات ويصدر إشعاعات جاما بطاقة 140 كيلو إلكترون فولط بصفة أساسية مما يمكن من استخدامها لتصوير الأنسجة والأعضاء من الداخل بعد إدخال هذه النويدة إليها. ومن الأمور التي تميز التكنيشيوم 99م على غيره أنه يعتبر حالة مثارة من التكنيشيوم 99. وحرف م يعني أنها حالة مثارة شبه مستقرة metastable حيث يبلغ عمرها النصفي 6 ساعات. وفضلاً عن ذلك، فإنه يمكن تضمين هذا النظير المشع بيسر ضمن جزيئات وتراكيب كيمائية مختلفة ومواد غروية يمكن حقنها للجسم، وبالتالي إيصالها للأعضاء أو

الأنسجة المطلوب تصويرها أو دراستها بيسر بعد أن يتركز المركـــب الصيدلاني الذي يتضمن النكيشيوم 99م في العضو المطلوب تصويره.

9-3-2 مولد التكنيشيوم 99 م

يسهل الحصول على التكنيشيوم 99م من مولدات خاصة تحتوي على كمية من النويدة الأم وهي المولبدنوم 99. ويتم الحصـــول علـــى المولبدنوم 99 برجم المولبدنوم المستقر 98 بالنيوترونات داخل المفاعل النووي أو بواسطة مولد للنيوترونات، وذلك وفقاً للتفاعل النووي التالي:

$$^{98}\mathrm{Mo} + {}^{1}_{o}\mathrm{n} \longrightarrow {}^{99}\mathrm{Mo} + \gamma$$

وينطلق فوتون جاما هذا في نفس لحظة تكون المولبدنوم داخل المفاعل أو باستخدام مولد النيوترونات.

ويبلغ العمر النصفي للمولبدنوم 99 الناتج 67 ساعة. وتوضـــع كمية المولبدنوم 99 المشع المتكونة داخل أنبوب من الألمنيـــوم التـــي توضع بدورها داخل درع من الرصاص لامتصاص إشـــعاعات جامـــا الصادرة عن التكنيشيوم 99م. فالموليدنوم 99 يتفكك مصدراً جســـيمات بيتا السالبة ومكوناً التكنيشيوم 99م في حالة مثارة شبه مستقرة. وبمرور الوقت تنتج في الأنبوب الألومنيوم كمية من التكنيشيوم 99م يتم حلبهـــا (أي استخلاصها بتمرير مادة سائلة معينة داخـــل الأنبـــوب الألمنيـــوم المحتوية على المولبدنوم ليخرج التكنيشيوم 99م.

ويتم استحلاب التكنيشيوم 99م من مولد المولبدنوم 99 باستخدام مواد صيدلانية محددة.

9-3-3 التوازن الإشعاعي في المولدات

ورد في الفصل الثاني أن هناك نوعين من التوازن الإشعاعي هما التوازن الأبدي والانتقالي. ولما كان العمر النصفي للمولبدنوم 99 يبلغ 67 ساعة والعمر النصفي لنوى التكنيشيوم 99م الوليدة 6 ساعات فإن هذا النوع من التوازن ينتمي إلى التوازن الانتقالي. أما بالنسبة لمولدات الإنديوم 113م (الذي يبلغ عمره النصفي 1.7 ساعة) الذي ينتج عن تفكك القصدير 113 (الذي يبلغ عمره النصفي 115 يوماً) فينتمي التوازن بينهما إلى النوع الأبدي.

ووفقاً للعلاقتين (2−28)، (2−30) من الفصل الثاني يسهل حساب النشاط الإشعاعي A_2 للتكنيشيوم 99 م حيث أنه سرعان ما يصل النشاط الإشعاعي للنواة الوليدة A_2 نفس قيمة النشاط الإشعاعي للنواة الأم وهي المولبدنوم 99 بعد تحضير عينة من هذه النواة الأم بحوالي خمسة أضعاف العمر النصفي أي بعد حوالي 8 − 9 ساعات من تحضير نظير القصدير 113 في المولد. أما في حالة مولدات التكنيشيوم 99م فيرتبط النشاط الإشعاعي للنويدة الوليدة A_2 بالنشاط الإشعاعي A_1 للنويدة الأم بالعلاقة:

$$A_2 / A_1 = \lambda_2 / \lambda_2 - \lambda_1$$

حيث λ_1 ، λ_2 هما ثابتاً التفكك للنواة الأم والوليدة بالترتيب.

وهذا يعني أنه بعد حدوث التوازن الانتقالي يصبح النشاط الإشعاعي للنويدة الوليدة A_2 أكبر من النشاط الإشعاعي للنويدة الأم بمقدار يساوي المعامل $\lambda_2 / (\lambda_2 - \lambda_1)$. كذلك يتناقص النشاط الإشعاعي لكلا النويدتين الوليدة والأم بنفس معدل تناقص النشاط الإشعاعي للنويدة الأم (راجع شكل 2−9). وفي حالة التكنيشيوم 99م تكون نسبة النشاط الإشعاعي A_2 للتكنيشيوم 99م إلى النشاط الإشعاعي A_1 للمولبدنوم 99 هي 110% بعد حدوث الاتزان.

مثال:

إذا كان النشاط الإشعاعي لمولد مولبدنوم 99 في لحظة ما بعــد حدوث التوازن مع التكنيشيوم 99م هو 100 ميغايكرل فما هــو عــدد فوتونات جاما ذات الطاقة 140 ك.إ. ف المنطلقة من هــذا المولــد إذا علمت أن نسبة عدد هذه الفوتونات لكل اضمحلال مــن اضــمحلالات التكنيشيوم 99م (أي المعامل f) هي 0.90 .

الحل:

المعامل f هو نسبة عدد الفوتونات المنبعثة ذات الطاقة المحــددة إلى عدد الاضمحلالات التي تحدث في النظير المشع. وعلى ذلك يكون عدد الفوتونات المنبعثة من هذا المولد هو

$$N\gamma_{140} = 100 \times 10^{6} \times (110/100) \times (90/100)$$

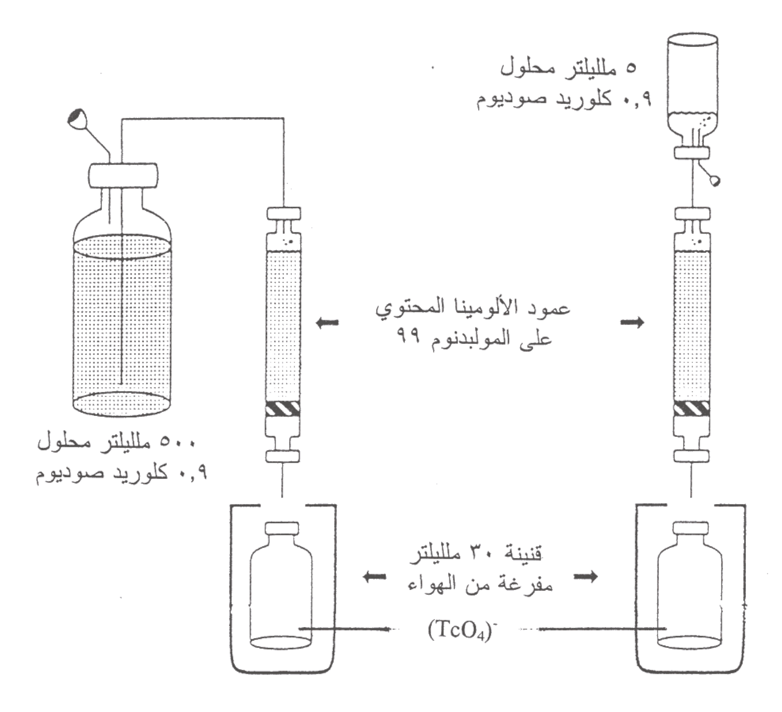
$$= 9.9 \times 10^{7} \text{ photons/sec.}$$

9-3-4 استحلاب مولدات التكنيشيوم 99 م

يستحلب نظير التكنيشيوم 99م من مولد المولبــدنوم 99. ففــي الوسط الحمضي يكوّن المولبدنوم 99 مركبات أنيونية في صورة أكاسيد هي $(MoO)^{2-}$ أو $(Mo_7O_{24})^{6-}$. ويكون هذان المركبان محملين في عمود المولد (أنبوب المولد) الذي يحتوي على ألومينا (Al_2O_3) مشحونة بشحنة موجبة وتخضع دائماً للغسيل بمحلول ملح بــأس هيــدروجيني (PH-5). ويتم حلب المولد بتمرير محلول ملح طبيعي (0.9 كلوريــد صــوديوم) فتخرج أيونات التكنيشيوم 99 م من الأنبوب فــي صــورة برتكنيتيــت التكنيشيوم $(^{99m}TcO_4)^-$ Technicium pertechnetate .

وهناك نوعان من مولدات التكنيشيوم 99م يستخدمان في الطب النووي هما المولد ذو العمود الرطب والآخر ذو العمود الجاف. فالمولد

ذو العمود الرطب شكل (9–8 يسار) يحتوي على خزان محلول ملحي طبيعي متصل بعمود الألومينا. وبعد استحلاب هذا المولد يبقـــى أثـــر المحلول الملحي على العمود مما يؤدي إلى تكوين نواتج تحلـــل مـــائي تعمل كعوامل مختزلة. وهذا يسبب انخفـــاض كميـــة التكنيشـــيوم 99م وكذلك انخفاض برتكنيتيث التكنيشيوم التي يمكن اســـتحلابها. ويمكـــن مواجهة هذه المشكلة بإضافة الأكسجين O_2 إلى خزان المحلول الملحي ليعمل كعامل مؤكسد في العمود يؤدي إلى خفض تأثير العامل المختزل.



شكل (٩–٨): استحلاب مولد التكنيشيوم

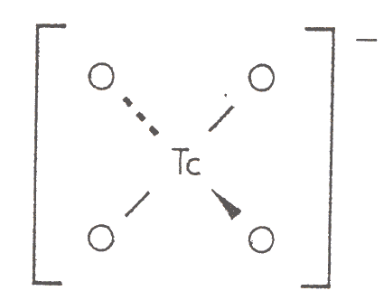
أما مولد العمود الجاف فقد تم تطويره كوسيلة لتلافي الاختـــزال، وبالتالي زيادة معدل انتاج برتكنيتيت التكنيشيوم، وذلك بإزالة المحلـــول

الملحي من العمود بعد الاستحلاب. ويستخدم مولد العمود الجاف 5–20 مللي لتر من المحلول الملحي المشحون الذي يوضع في قنينة صـــغيرة خارجية للمولد، ثم يتم سحب المحلول الملحي بواسطة قنينـــة صـــغيرة مفرغة من الهواء وذلك لسحب $^{99m}TcO_4$ ، ثم يمرر بعد ذلك هواء جاف خلال العمود لتجفيفه تماماً. إن وجود الهواء في العمود يـــدعم عمليـــة أكسدة أي جزيئات تكنيشيوم مختزلة بحيث يعود التكنيشيوم 99 م إلـــى حالة التكافؤ + 7 التي يتم خلالها استحلاب برتكنيتيت التكينشيوم.

9–3–5 الصيدلانيات المشعة للتكنيشيوم 99 م

يتم الحصول على برتكنيتيت التكنيشيوم من المولد بحيث يكـــون التكنيشيوم في حالة تكافؤ +7، وبحيث تكـــون الإلكترونـــات الســـبعة الخارجية مساهمة في روابط تساهمية. وهـــذه هـــي أكثـــر الحـــالات الكيميائية استقرارا للتكنيشيوم 99م في محلول مـــائي. ويشـــبه أيـــون برتكنيتيت التكنيشيوم $(^{99m}TcO_4)^-$ المبين صورته على شكل (9–9) أيون اليود. لذلك، يتوزع هذا الأيون في جسم الإنسان عند حقنه بكمية مـــن برتكنيتيت التكنيشيوم ويتركز أساساً في الغدد الدرقية والغـــدد اللعابيـــة والغشاء المبطن لجدار المعدة وفي الأوعية الدموية المشـــيمية Choroid Plexus.

لذلك، يمكن أن يستخدم برتكنيتيت التكنيشيوم في تصوير هـــذه الأعضاء، خاصة الغدد الدرقية. أما بالنسبة لباقي الأعضاء فإنـــه يـــتم إعادة صياغة برتكنيتيت التكنيشيوم إلى صور صيدلانية مناسبة، يختلف توزعها الحيوي على الأعضاء والأنسجة البشرية بحيث تتركـــز فـــي أعضاء محددة من الجسم البشري لإمكان تصوير هذه الأعضـــاء. ولا يتسع هذه الكتاب لذكر الطرق المختلفة لتناول أكسدة برتكنيتيت



شكل (٩-٩): تركيب أيون برتكنيتيت التكنيشيوم $(TcO_4)^-$

التكنيشيوم 99 م وكيفية الحصول على الصيدلانيات المشــعة المختلفــة التي تحقن في المريض لتتركز في الأعضاء أو الأنسجة المحددة التــي يراد فحصها وتصويرها.

ويستعرض جدول (9-1) بعض الفحوص والمهام التشخيصــية باستخدام النويدات المشعة المفتوحة التي باتت عصب الطب النووي في وقتنا الحاضر، وأسماء النويدات المشــعة المســتخدمة فيهــا وأشــكال الصيدلانيات والقيمة الاسترشادية لأقصى نشط إشعاعي للفحص الواحد بوحدة ميغابكرل.

9-3-6 الفحوص الداخلية والخارجية

بالنسبة لفحوص الطب النووي يتم في معظم الأحيان حقن المادة المشعة إلى المريض ثم متابعة انتشار هذه المادة في الأعضاء والأنسجة المختلفة. وتعرف الفحوص عندئذ بالفحوص داخــل الجســم In-vivo. وهناك نوع آخر من الفحوص يتم خلاله أخذ عينة من السائل المعين أو

دم المريض وتضاف إليه المادة المشعة خارج جسم المريض. وتنتمي هذه الفحوص إلى ما يعرف باسم الفحوص الخارجية In-vitro.

وفي الفحوص التي تتم بحقن المادة المشعة داخل الجسم يستخدم لتصوير الإشعاعات المنبعثة من الجسم مصورة يطلق عليها المصورة الجامية Gamma Camera، أو مصورة آنجر Anger Camera نسبة للفيزيائي الذي اخترعها.

9-4 التصوير بالنويدات المشعة

9-4-1 المصورة الجامية أو مصورة آنغر Anger or Gamma Camera

هي الجهاز المستخدم لتصوير أماكن انطلاق إشعاعات جاما الصادرة من الجسم البشري بعد حقنه بالمادة المشعة التي تصدر هذه الإشعاعات مثل التكنيشيوم 99م أو اليود 131 أو السيلينيوم 75 أو غيرها من بواعث جاما. وتتكون المصورة الجامية المستخدمة حالياً في مجال الطب النووي من الأجزاء الرئيسة التالية:

9-4-1-1 المسددة

مسددة المصورة هي عبارة عن قرص من الرصاص يتراوح سمكه بين حوالي 0.5 بوصة حتى حوالي 2.0 بوصة ويبلغ قطره نفس قيمة قطر الكاشف الوميضي الاسطواني المستخدم للقياس. والمسددة هي وسيلة لتمرير الإشعاعات المؤينة (عادة إشعاعات جاما منخفضة الطاقة المنبعثة من جسم المريض إلى البللورة الاسطوانية للكاشف المسؤولة عن الكشف عن إشعاعات جاما الواصلة إليها وتسجيل كميتها. وتتضمن أسطوانة المسددة عدداً كبيراً للغاية من التجاويف (الثقوب) ضئيلة القطر أو بحيث تسمح بمرور الأشعة الصادرة من جسم المريض في

جدول (9–1): بعض الفحوص التشخيصية في
مجال الطب النووي والنويدات المستخدمة فيها

الفحص	اسم النويدة	الصيغة الكيميائية للنويدة	النشاط للفحص
تصوير العظام	تكنيشيوم 99م	مركبات فسفونات أو فوسفات تكنيشيوم	600
تصوير نخاع العظام	تكنيشيوم 99م	" " "	800
تصوير المخ (ساكن)	تكنيشوم 99م	TcO_4 أو DTPA	500
تصوير المخ طيفياً	تكنيشيوم 99م	" " + جلوكوهبتونات	500
سريان الدم للمخ	زينون 133	في كلوريد صوديوم	400
تصوير الغدد الدرقية	تكنيشيوم 99م	TcO_4	200
تصوير الغدة جنب الدرقية	ثاليوم 201	كلوريد ثاليوم	80
تصوير تهوية الرئتين	كربتون 81م تكنيشيوم 99م	غاز رذاذ DTPA	6000 160
تصوير الرئتين طيفياً	تكنيشيوم 99م	مع زلال بشري	200
تصوير الكبد	تكنيشيوم 99م	مادة غروية موسومة	80
تصوير الطحال	تكنيشيوم 99م	وسم بكرات حمراء	100
تصوير القلب والأوعية الدموية	تكنيشيوم 99م	معقد زلال بشري	800
تصوير عضلة القلب	تكنيشيوم 99م	مركبات فسفونات وفوسفات	600
تصوير عضلة القلب طيفياً	ثاليوم 201	كلوريد ثاليوم	100
تصوير الحالب تصوير مقطعي للحالب	تكنيشيوم 99 م تكنيشيوم 99 م	دايمركابتوسوسين DTPA	160 350

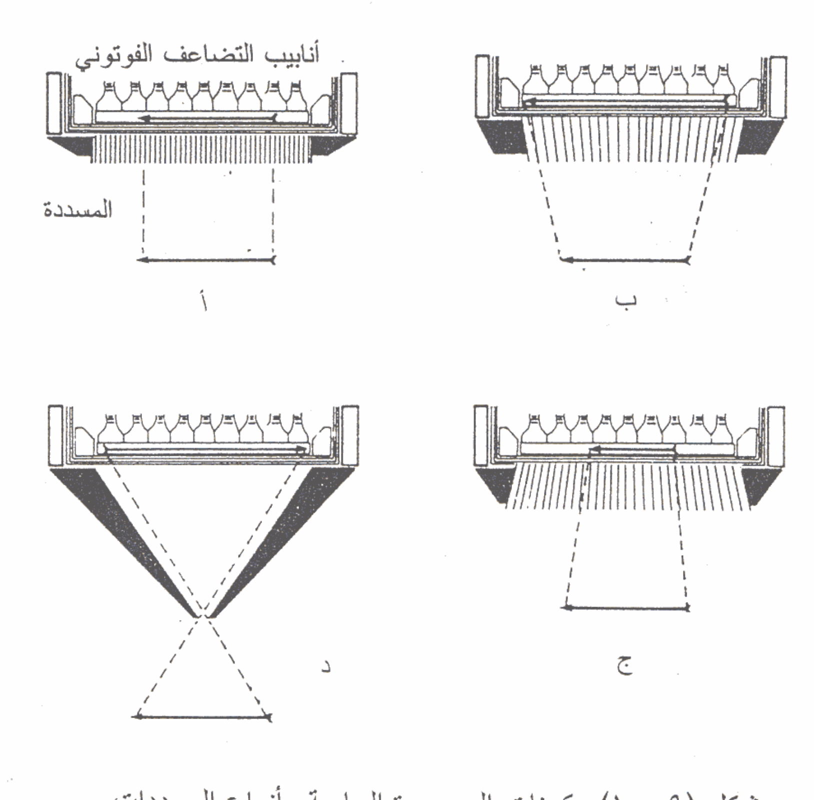
تصوير الحالب	سيلينيوم 75	سيلينوركولسترول	8
تصوير نزيف الجهـــاز الهضمي	تكنيشيوم 99 م	مادة غروية موسومة	400
تصوير الأورام	جاليوم 67 ثاليوم 201 تكنيشيوم 99 م	سترات كلوريد حمض دايمركابتوسوسين	300 100 400

خط مستقيم نحو بللورة الكاشف لتسجيلها فيها. أما الأشعة التي تســقط على البللورة بزاوية ما فإنها سرعان ما تمتص في رصاص المســددة ولا تصل بالتالي للكاشف ولا تسجل فيه.

ويوجد في الوقت الحالي أنواع مختلفة مــن المســددات التــي يستعرض إحداها شكل (9–10) والتي تستخدم عادة مع مصورات جاما وهي:

أ – المسددات ذات الثقوب المتوازية كتلك المبينة في كل (9–10أ).
ب – المسددات ذات الثقوب المجمعة شكل (9–10ب).
ج – المسددات ذات الثقوب المفرقة شكل (9–10ج).
د – المسددات الثقبية شكل (9–10د) .

إلا أنه ينبغي الإشارة إلى أن المسددات ذات الثقوب المتوازيــة هي المسددات الأكثر استخداماً في المصورات الجامية. فالقدرة التحليلية لهذه المسددة تبدو أفــضل ما يــكون عند تلاقي سطح المسددة ببللورة يوديد الصوديوم، فضلاً عن ذلك فإن حساسية المصورة لا تعتمد علــى المسافة بين المسددة ومصدر الإشعاعات الذي يمثل العضو أو النســيج الخاضع للفحص والذي تركزت فيه المادة المشعة.



شكل (٩-١٠) مكونات المصورة الجامية وأنواع المسددات

9-4-1-2 حساسية المصورة وقدرتها التحليلية الفراغية

تعرف القدرة التحليلية الفراغية للمصورة على أنها عبارة عن قدرتها على فصل النقاط شديدة الصغر للمصدر أو فصل الخطوط الرفيعة للغاية من النشاط الإشعاعي الموجود داخل الجسم. ويعبر عن القدرة التحليلية، عادة، بما يعرف باسم العرض الكامل عند منتصف الارتفاع (راجع الفصل الرابع) FWHM . ومن الناحية العملية فإن التعبير عن العرض الكامل عند منتصف الارتفاع FWHM بالملليمتر يمثل المسافة الصغرى بين نقطتين في الفراغ يمثلان مصدرين للإشعاع بحيث يظهران في الصورة منفصلين عن بعضهما البعض.

أما حساسية كاشف المصورة فهي قدرة الكاشف المستخدم فـــي المصورة على الكشف عند انبعاث الإشعاعات من المصدر. فكلما زادت حساسية الكاشف زادت نسبة الإشعاع التي يـــتم الكشـــف عنهـــا فـــي الكاشف. وبلغة عملية فإن المصورة الأعلى حساسية هـــي تلـــك التـــي يسجل كاشفها نسبة أكبر من الإشعاعات من نفس المصـــدر. وتجـــدر الإشارة إلى أن هناك دائماً علاقة عكسية بين حساسية المصورة وقدرتها التحليلية الفراغية. وهذا يعني أن زيادة الحساسية يرافقها دائماً نقص في القدرة التحليلية الفراغية.

3-1-4-9 البللورة الوميضية The scintillation crystal

تستخدم بللورة يوديد الصوديوم المزودة بالثـــاليوم NaI(Tl) فـــي المصورات الجامية كوسيلة للكشف عن إشعاعات جاما المنطلقـــة مـــن العضو أو النسيج الخاضع للتصوير. وهذه المـــادة شـــديدة الحساســـية للرطوبة وتتلف بمجرد تعرضها لأية نسبة منها. لذلك، يتم إحكام غلـــق بللورة المصورة داخل حاوية محكمة الإغلاق مـــن الألومنيـــوم أثنـــاء تصنيعها. كذلك، تعتبر البللورة شديدة الحساسية لتغير درجة الحـــرارة، حيث يمكن أن يؤدي هذا التغير، خاصة إذا كان سريعا، إلـــى حـــدوث شروخ فيها مما يؤدي بدوره إلى تلفها .

وتتفاوت أقطار بللورات يوديـــد الصـــوديوم المـــزودة بالثـــاليوم المستخدمة في المصورات الجامية بين حوالي 15 سم، 60 سم. وفـــي الماضي كانت جميع البللورات تجهز علي شكل قرص دائري. أما فـــي الوقت الحالي وبعد تطور عملية إنماء البللورات، بات من الممكن إنتاج بلورات مربعة أو مستطيلة المقطع، مما يوفر إمكانيـــة زيـــادة مجـــال الرؤية. ويتراوح سمك البللورات المستخدمة حالياً بين حـــوالي 0.25 ، 0.50 بوصة، وفي معظم الحالات تستخدم بللورات يبلغ سمكها 0.375 بوصة.

وينبغي الإشارة إلى أنه كلما زاد سمك البللورة زادت حساسية المصورة. إلا أن هذا يوثر سلباً على القدرة التحليلية الفراغية للمصورة. فاستخدام بلورات بسمك 0.375 حتى 0.5 بوصة هو أمر مطلوب لزيادة كفاءة (حساسية) المصورة بالنسبة للإشعاعات التي تتجاوز طاقتها 200 ك.إ. ف. أما بالنسبة للتكنيشيوم 99م الذي يصدر إشعاعات جاما بطاقة 140 ك.إ. ف، في الأساس، تقل كفاءة البللورة التي يبلغ سمكها 0.25 بوصة عن تلك التي يبلغ سمكها 0.50 بوصة بحوالي 15% ، إلا أن البللورة الأقل كثافة تعطي فصلاً فراغياً أفضل للصورة.

9-4-1-4 أنابيب التضاعف الفوتوني

تستخدم في المصورة الجامية شبكة مكونة من عدد كبير من أنابيب التضاعف الفوتوني لتسجيل الوميض الذي ينتج عن تفاعل إشعاعات جاما الساقطة على البلورة مع هذه البلورة. ويتحدد العدد الإجمالي من هذه الأنابيب في المصورة الواحدة من واقع الأبعاد الهندسية لبلورة يوديد الصوديوم (وأساساً قطرها) وقطر كل أنبوب من الأنابيب المستخدمة.

وفي المصورات القديمة ذات البلورة الدائرية كانت الأنابيب ترتب في صورة هندسية سداسية يتحدد فيها عدد الأنابيب بالعلاقة 6 n+1. وبذلك كان عدد الأنابيب أما 7 (6×1+1=7) أو 19 (6×3 +1= 19). أما في الوقت الحالي فتصنع البلورات بمقاسات أكبر وبالتالي يبلغ عدد الأنابيب إما 37 أنبوبا (6×6+1=37) أو 55 أنبوبا (6×9+1=55)، أو 61 (6×10+1= 61) أنبوبا. وعموماً، فإنه بزيادة عدد أنابيب التضاعف الفوتوني تتحسن كثيرا القدرة التحليلية الفراغية فضلاً عن تحسن خطية المصورة. كذلك، تطورت صناعة أنابيب التضاعف الفوتوني في الوقت الحالي واتخذت مقاطعها شكلاً سداسياً

بدلاً من الشكل المستدير، الأمر الذي يؤدي إلى استغلال كافـة سـطح البلورة وبالتالي إلى زيادة كفاءة تسجيل الإشعاعات وزيـادة حساسـية المصورة. ويبين شكل (9−10) مخططاً للأوضاع المتبادلة لكل مـن المسددة والبلورة وأنابيب التضاعف الفوتوني في المصورة الجامية.

9−4−2 تكوين الصورة

تتكون الصورة في المصورة بأسلوبين مختلفين. ففي المصورات التماثلية القديمة Analog Cameras تتكون صورة فوتوغرافيـة بطريقـة مباشرة أثناء عملية التصوير. أما في الأنواع الحديثة من المصـورات سواءً التماثلية أو الرقمية فيتم تكوين الصورة علـى شاشـة الحاسـب مباشرة من خلال عملية تراكم البيانات بالأسلوب التماثلي Analogous أو الرقمي Digital . ففي المصورات التماثلية القديمة يتحكم فـي تكـون الصورة معداد ميقاتي Scaler −timer يقوم ببدء التخزين لتكوين الصورة ثم ينتهي التجميع بعد فترة زمنية محددة. وتكوّن المصـورة الصـورة خلال زمن محدد (يتم تحديد زمن التجميع مسبقاً) أو خلال فترة زمنيـة تتحدد بقياس عدد النبضات المسجلة في كل وحدة مساحة من الصـورة (1سم2)، وبمجرد الوصول إلى عدد نبضات معـين تتوقـف عمليـة التصوير.

أما في المصورات الحديثة فيـتم اسـتقبال الصـورة بواسـطة الحاسب الآلي الذي يحدد إما زمـن التصـوير أو كثافـة الإشـعاعات المسجلة في مواقع الصورة المختلفة.

9−4−3 طومغرافيا الانبعاث البوزتروني

Positron Emission Tomography PET

في هذه التقنية تم تطوير أسلوب للكشف عن الإشعاعات المنبعثة من العضو أو النسيج البشري الخاضع للفحص بتكوين صورة مقطعيـة لمستوى معين في هذا العضو أو النسيج البشري الخاضـع للفحـص.

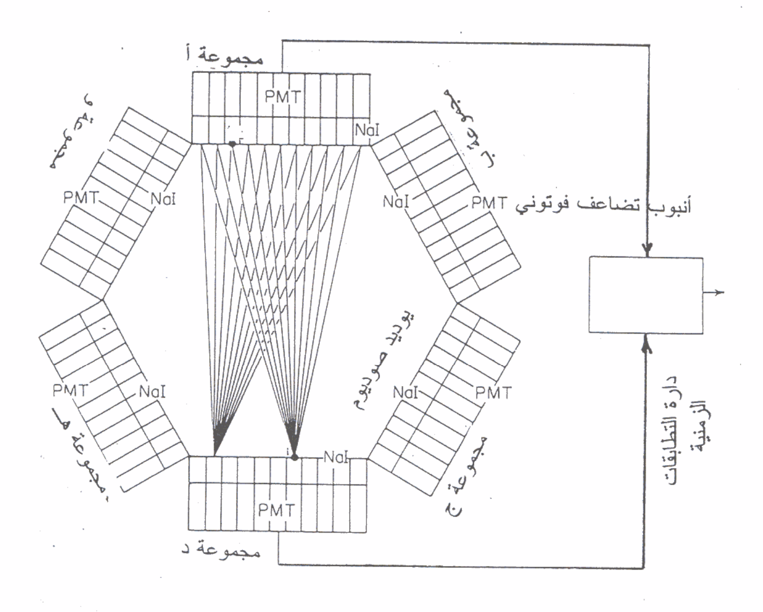
وتستند هذه التقنية على الظاهرة المعروفة بفناء البوزترون. فالبوزترون الذي يتميز بكتلة مساوية تماماً لكتلة الإلكترون وبشحنة مساوية تماماً لشحنة الإلكترون إلا أنها موجبة، يعرف بأنه جسيم مضاد للإلكترون. ومن خصائص الجسيم وجسيمه المضاد أنهما عندما يقتربان من بعضهما البعض وتكون سرعتاهما صغيرة نسبياً فإنهما سرعان ما يفنيان معاً ككتل مادية وتتحول كتلتاهما إلى طاقة تتمثل في فوتونين، تبلغ طاقة كل واحد منهما 511 ك.إ. ف (حيث أن كتلة الإلكترون أو البوزترون تكافئ هذا المقدار من الطاقة، وفقاً لعلاقة تكافؤ الكتلة والطاقة لأينشتين). وعندما يحدث الفناء لكل من الإلكترون والبوزترون عند اقترابهما بسرعة منخفضة ينطلق الفوتونان في اتجاهين متضادين تماماً.

ومع تطور المعجلات النووية المنتجة للنظائر المشعة التي تتفكك مع انبعاث البوزترون (أي تفكك بيتا الموجب – راجع الفصل الثاني) يمكن الآن إنتاج عدد من هذه النظائر في المستشفيات التي تتوفر فيها معجلات السيكلوترون. وبالفعل يتم في الوقت الحاضر إنتاج عدد من هذه النظائر مثل الكربون–11 (بعمر نصف 20.3 دقيقة) والنيتروجين–13 (بعمر نصفي 9.97 دقيقة) والأكسجين–14 (بعمر نصفي 71 ثانية) والأكسجين 15 (بعمر نصفي 124 ثانية) وغيرها. ويتم تحضير هذه النظائر في صور كيميائية مختلفة مثل أول أكسيد الكربون Co وثاني أكسيد الكربون Co_2 والأمونيا NH_3 وغيرها. ويتم تضمين هذه الجزيئات في أحماض أمينية مختلفة وهي الأحماض المطلوبة لتفاعلات البروتينات والتحامها، مما يساعد على دراسة العديد من العوامل الفسيولوجية ووظائف الأعضاء، وكذلك دراسة مدى فاعليتها في أداء وظائفها.

وعند إدخال بواعث البوزترونات ضمن الحمض الأميني للعضو أو النسيج المعين تنبعث منها البوزترونات التي سرعان ما تتفاعل مع

الخلايا المحيطة بموقع الانبعاث وتفقد طاقاتها على هذه الخلايا، وبالتالي تتحول البوزترونات السريعة المنبعثة بعد أن تـنخفض طاقتهـا إلـى بوزترونات بطيئة. وعند اقتراب هذه البوزترونـات البطيئـة مـن أي إلكترون محيط سرعان ما تتفاعل معه ويحدث الفناء وينطلق فوتـونين يحمل كل منهما طاقة مقدارها 511 ك.إ.ف، وينطلقان فـي اتجـاهين متضادين وفي نفس اللحظة (بفارق زمني لا يزيد على 10^{-15} ثانية).

وعند وجود مصورة محيطة بالجسم من جميع الجهات كالمبينـة في شكل (9-11) وتسجيل الحدثين المتطابقين زمنيـاً مـع بعضـهما باستخدام دارة تطابق زمني فإنه يمكن رسم صـورة مفصـلة لتوزيـع بواعث البوزترونات داخل العضو أو النسيج تعرف بالصورة المقطعية للانبعاث البوزتروني.



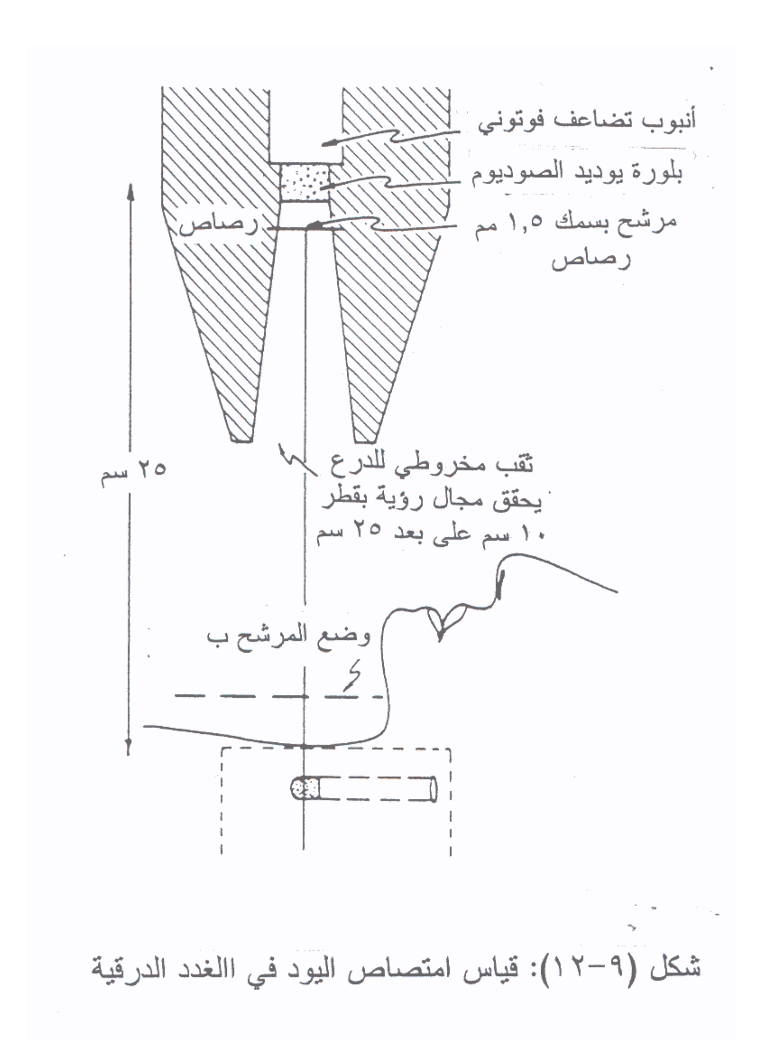
شكل (٩-١١): مخطط المصورة الطموغرافية للإنبعاث البوزتروني

وتجدر الإشارة إلى ضرورة توفر عدد من الأزواج المتقابلة من الكواشف حول العنصر الخاضع للفحص مثل الـزوج (أ، د)، والـزوج (ب، هـ)، والزوج (ج، و) على الشكل (9-11)، حتى لا يفقد أي حدث تطابقي بين أي زوج من الفوتونات يطير في أي اتجاهين متضادين.

9-5 الدراسات التشخيصية بالنويدات المشعة

9-5-1 دراسة امتصاص اليود في الغدد الدرقية

تعتبر الدراسات التشخيصية بالنويدات المشعة في الوقت الحاضر أحد أفرع الطب النووي الهامة. ومن أمثلة هذه الدراسات دراسة امتصاص الغدد الدرقية لليود وهي العملية المعروفة باسم امتصاص اليود في الغدد الدرقية Iodine Uptake . وفي هذه العملية يعطى المريض (عن طريق البلع) جرعة من نظير اليود-131 المشع يبلغ نشاطها حوالي 10 ميكروكوري في صورة ملح من أملاح الصوديوم كما يتم تحضير كمية مماثلة تماماً في أنبوب اختبار لاستخدامها كمعيار للمقارنة. وبعد مرور 24 ساعة على ابتلاع المريض للجرعة يتم وضع رقبة المريض (شكل 9-12) أمام جهاز عداد إشعاعات اليود (أو ما يعرف باسم راصد اليود) Iodine monitor . ويتكون الجهاز من بلورة يوديد الصوديوم ككاشف وميضي مركبة على أنبوب تضاعف فوتوني. وتثبت رقبة المريض بحيث تكون الغدد الدرقية على مسافة 25 سم من سطح الكاشف الموضوع داخل درع من الرصاص. وفائدة هذا الدرع هي خفض إشعاعات جاما المنطلقة عن الخلفية الإشعاعية الموجودة في البيئة. كذلك، يوضع أمام الكاشف مباشرة (أي في نفس الدرع وبين الكاشف والمريض طبقة من الرصاص تستخدم كمرشح لا يقل سمكها عن 1.5 ملليمتر.



شكل (٩-١٢): قياس امتصاص اليود في االغدد الدرقية

ويتم وضع العينة المعيارية داخل اسطوانة من مادة البلاستيك المماثلة للنسيج البشري (مادة اللوسايت) بحيث تماثل تماماً وضع الغدد الدرقية حول العنق. ويتم بعد ذلك إجراء القياسات للنشاط الإشعاعي من العينة المعيارية ومن رقبة المريض، كل على حدة، بشرط أن تكونا موضوعتين في نفس الوضع الهندسي بالنسبة للكاشف للحصول على الدقة الواجبة. ويتم إجراء أربعة قياسات هي:

أ- معدل العد من رقبة المريض بوحدة نبضة لكل دقيقة ولتكن هذه القراءة هي N.

ب- وضع شريحة من الرصاص طولها 10سم وعرضها 10سم وسمكها 1.25سم فوق رقبة المريض (على حامل حتى لا تضغط على الرقبة) ويتم قياس معدل عد الخلفية الإشعاعية بوحدة نبضة لكل دقيقة وتمثل هذه القراءة الخلفية N_b .

ج- يكرر القياس المذكور في (أ) أعلاه، ولكن بعد إبعاد المريض واستبدال رقبته بالعينة المعيارية في نفس الوضع وعلى نفس المسافة، وبذلك يتم تعيين معدل العد من العينة المعيارية S بوحدة نبضة لكل دقيقة.

د- وضع الشريحة الرصاص المذكورة في (ب) عالية فوق العينة وأخذ معدل العد للخلفية من المصدر المعياري S_b .

بعد ذلك يحدد معدل امتصاص الغدد الدرقية من العلاقة:

$$T.U\ \% = \{ (N - N_b) / (S - S_b) \} \times 100\ \%$$

حيث T. U معدل الامتصاص Thyroid Uptate % .

ويمثل المقدار $(N-.N_b)$ معدل العد الصافي من اليود-131 الذي امتص داخل الغدد الدرقية بعد إبعاد المؤثرات الخارجية الناتجة عن البيئة المحيطة. أما $(S - S_b)$ فيحدد نفس المعدل الصافي ولكن من المصدر المعياري المعلوم. وبذلك، يمكن تعيين معدل امتصاص اليود 131 خلال الأربعة والعشرين ساعة من تناول الكمية عبر البلع وبالتالي تعيين كفاءة الغدد على امتصاص اليود وتركيزه فيها، وبالتالي، معرفة بعض الأعراض المرضية فيها.

مثال:

في دراسة لامتصاص اليود 131 في الغدد الورقية كانت القراءات كالمبينة في الجدول التالي، فإذا كانت كمية اليود-131

المعطاة للمريض 10 ميكروكوري، والكمية في العينة المعيارية بـــنفس النشاط الإشعاعي. عين نسبة امتصاص الغدد الدرقية لهذا المريض من اليود−131، والقيمة المطلقة الممتصة.

N	N_b	S	S_b
500	170	2800	180

الحل:

$$T.U\,\% = \{ (500 - 170) / (2800-180) \} \times 100$$

$$= 12.6\ \%$$

$$T.U = 0.126 \times 10$$

$$= 1.26\ \mu Ci$$

وتجدر الإشارة إلى أنه لخفض نسبة الخطأ في القياسات ينبغـــي أن تجري جميع القياسات الأربعة بحيث يكون الخطأ الإحصائي في كل منها صغيراً ولا يتجاوز 3 % . ومعنى ذلك أن يتم اختيار زمن القياس لأي من هذه القياسات بحيث لا يقل عدد النبضات المسجلة خلال كـــل قياس عن حوالي 2500 نبضة ثم يحسب منها معدل العد بقسمة العـــدد على زمن القياس بالدقيقة .

2−5−9 دراسة حجم البلازما للمريض

تتم هذه الدراسة عادة باستخدام مطياف وميضي بئري من يوديد الصوديوم المزود بالثاليوم NaI(Tl) أو مطياف جرمانيوم بئري عالي النقاوة (إن تيسر) well type hyper- pure germanium type لعد كميـــة إشعاعات جاما المنطلقة من عينة دم المريض ومن المصدر المعياري. ويتم وضع عينة البلازما المسحوبة من المريض وعينة سائلة تتضـــمن

كمية من النويدة المشعة المعيارية بنشاط إشعاعي معلـوم بدقـة فـي انبوبتي اختبار من نفس النوع والحجم والشكل، وبحيث يكـون حجمـا المصدر المعياري السائل والبلازما متساويين تماما (وليكن حجـم كـل منهما 3 ملليلتر)، ويتم عد النشاط الإشعاعي في الأنبـوبتين بالتتـابع. والسبب في استخدام الكواشف ذات البئر هو إحاطة العينـة الخاضـعة للقياس من جميع الجهات (عدا فتحة البئر)، لزيادة كفاءة الكاشـف (أي حساسيته) لتسجيل إشعاعات جاما المنطلقة من عينة البلازمـا والعينـة المعيارية في جميع الاتجاهات. ولخفض الخطأ الذي ينتج عـن خلفيـة إشعاعات جاما الموجودة طبيعيا في البيئة، يجـب أن يحـاط الكاشـف وبداخله أي من العينتين بقلعة اسطوانية من الرصـاص لايقـل سـمك جدارها الاسطواني أو قاعها أو غطائها عن 5−10 سم.

ولتعيين حجم بلازما الدم للمريض يحقن المريض وريديا بمـادة زلالية سائلة موسومة بكمية من اليود−131 (RISA) معلومـة النشـاط الإشعاعي (وليكن 10 ميكروكوري)، وتوضع كمية مساوية تماما مـن المادة الزلالية الموسومة في أنبوب الاختبار كعينة معيارية، بحيث يكون النشاط الإشعاعي المحقون في المريض مساو تماما للنشاط في العينـة المعيارية، ثم تخفف العينة المعيارية بالماء بحيث يصبح حجمهـا بعـد التخفيف 2000 ملليلتر . وبعد حقن المريض بمدة 10 دقائق يتم سحب 10 ملليلتر من دم المريض المحقون. ويقصد من وراء الانتظار لمـدة عشر دقائق توزع المادة المشعة توزعا متجانسا علـى كـل البلازمـا المكونة لدم المريض. وبعد سحب عينة الدم (10 ملليلتر) يـتم فصـل كرات الدم الحمراء منها باستخدام جهاز طرد مركزي. وبعـد فصـل البلازما يوخذ حجم معلوم منها (وليكن 3 ملليلتر) ويوضع في انبـوب الاختبار. بعد ذلك تخضع كل من عينة البلازما والعينة المعيارية للعـد لنفس الوقت على المطياف، وليكن معدل العد (بوحدة نبضـة/ دقيقـة) لعينة البلازما هو $C_p = N_p / t$ ، حيث N_p هوعدد النبضات المسجلة من عينة البلازما خلال زمن قياس مقداره t دقيقة، ومعـدل العـد للعينـة

المعيارية هو $C_s = N_s / t$ حيث N_s هو عدد النبضات المسجلة من العينة المعيارية خلال الزمن t . وفي نفس الظروف يتم قياس معدل عد الخلفية C_b المسجلة في الكاشف من الخلفية الإشعاعية الطبيعية داخل القلعة. ويفضل أن تقاس الخلفية لفترة طويلة نسبيا من الزمن t_b ثم يحسب معدل العد C_b كخارج قسمة عدد النبضات المسجلة N_b خلال زمن قياس الخلفية على مقدار هذا الزمن t_b بالدقيقة.

وحيث أن حجم بلازما الدم للإنسان المعياري يقدر بحوالي 3000 ملليلتر، فإنه يسهل حساب حجم البلازما للمريض V الذي أخذت منه عينة الدم بدلالة كل من معدل عد عينة البلازما C_p ، ومعدل عد العينة المعيارية C_s ، ومعدل عد الخلفية الإشعاعية C_b ، وحجم العينة المعيارية بعد التخفيف V_s (1000 أو 2000 ملليلتر) من العلاقة البسيطة التالية:

$$V = V_s \times (C_s - C_b) / (C_p - C_b)$$

وهنا تجدر الإشارة إلى أن سبب تخفيف العينة المعيارية هو أن يكون تركيز النشاط الإشعاعي فيها قريبا من تركيزه في البلازما حتى يمكن تلافي تصحيح الأخطاء الكبيرة الناتجة في معدل العد للعينتين بسبب الزمن الميت للمطياف المستخدم، التي تنتج عادة عن وجود تركيزات شديدة التفاوت في العينتين.

مثال:

في دراسة لقياس حجم البلازما لمريض حقن هذا المريض في الوريد باليود-131 بنشاط إشعاعي مقداره 10 ميكروكوري وخففت العينة المعيارية ألف مرة بحيث أصبح حجمها 1000 ملليلتر، وبعد الفترة اللازمة تم سحب 10 ملليلتر من دم المريض وتم فصل البلازما وأخذت عينتان متساويتا الحجم من العينة المعيارية المخففة ومن البلازما مقدارهما 3 ملليلتر وعدت العينتان على المطياف فكانت معدلات العد كالآتي: 3306 نبضة/دقيقة للعينة المعيارية، 1462

نبضة/دقيقة لعينةالبلازما، 180 نبضة/ دقيقة للخلفية الإشعاعية. احسب حجم البلازما لهذا المريض.

الحل:

حيث أن معامل التخفيف هو 1000 يكون حجم البلازما لهذا المريض هو:

$$V = 1000 \times (3306 - 180) / (1462 - 180)$$
$$= 2438 \quad ml$$

6-9 حساب الجرعة الناتجة عن حقن مادة مشعة في الجسم

تعتبر عملية حساب الجرعة المترتبة عن حقن مادة مشعة داخل الجسم البشري عملية شديدة التعقيد، وتتطلب معرفة العديد من البارامترات الخاصة بالنويدات المشعة المحقونة وأنماط تفككها ونسبة تركيزها والقيم f لخطوطها الطيفية وطاقة كل خط من هذه الخطوط. وقد تشكلت لهذا الغرض لجنة من الفيزيائيين والبيولوجيين أطلق عليها اسم لجنة ميرد Medical Radiation Internal Doses MIRD . وتحملت هذه اللجنة مسؤولية تنفيذ حسابات هذه الجرعات بالدقة الواجبة. وسوف يرد في هذه الفقرة شرح مختصر للمبادئ الفيزيائية الأساسية اللازمة لحساب هذه الجرعة وذلك باستخدام النكيشيوم 99م، كأحد أبسط الأمثلة على أسلوب حساب الجرعات الداخلية من النويدات المحقونة.

1-6-9 البيانات النووية المطلوبة

لحساب الجرعة الداخلية الناتجة عن حقن نويدة مشعة للجسم البشري يجب معرفة جميع البيانات الفيزيائية لهذه النويدة، مثل أنماط اضمحلالها وطاقات خطوط جاما الطيفية المنبعثة عن هذه النويدة والشدد النسبية لهذه الخطوط أو قيمة المقدار f لكل خط من هذه الخطوط. ويمثل المقدار f لخط ما نسبة عدد الفوتونات المنطلقة في اضمحلال جاما بالطاقة المحددة، وللنويدة المعينة، بالنسبة للنشاط

الإشعاعي لهذه النويدة. فمثلاً، عندما يقال أن قيمة f لخط جاما ذات الطاقة 140 ك.إ.ف المنبعث عن التكنيشيوم 99 م هو 0.986 فإن هذا يعني أنه عند اضمحلال 1000 نواة من نوى التكنيسيوم 99 م ينبعث 986 فوتونا بطاقة 140 ك.إ.ف. ويبين جدول (9-2) البيانات النووية لتفكك التكنيشيوم 99م .

والطاقة الإجمالية الموزونة لكل اضمحلال من اضمحلالات التكنيشيوم 99م هي عبارة عن مجموع حاصلات ضرب طاقة كل خط من الخطوط في نسبة احتمال انبعاث الفوتون بهذه الطاقة f ، أي أن:

$$E = \sum E_{\gamma} \times f_i$$

$$=0.0021 \times 0.986 + 0.1405 \times 0.986 + 0.1426 \times 0.014$$

$$= 0.1426 \quad MeV$$

ويمكن تحويل الطاقة المتحصلة لكل اضمحلال من نظام الوحدات النووية إلى النظام المعياري العالمي لوحدة الطاقة، حيث تساوي:

$$E = o.1426 \times 1.6 \times 10^{-13} = 2.28x10^{-14} \quad Joules$$

جدول (9-2): بيانات خطوط إشعاعات جاما
الناتجة عن اضمحلال التكنيشيوم 99م

رقم الانتقال	طاقة الفوتون Eγ(ك.إ.ف)	القيمة f_I	القطبية ونسبة التحول K إلى L
1	2.10	0.986	E3
2	140.5	0986	M2
3	142.06	0.014	M4
الطاقة الإجمالية الموزونة لكل اضمحلال = 142.6 ك.إ.ف			

ولتحديد باقي الطاقات المنقولة للعضو أو النسيج فإنــه ينبغــي معرفة بعض الخصائص الأخرى لقطبية إشعاعات جامــا مــن حيــث النوعية المغنطيسية أو الكهربائية، وكذلك من حيث المرتبة. وقد استلت هذه البيانات من جداول لجنة MIRD للتكنيسيوم 99 م، وهي مبينة فــي العمود الرابع من جدول (9–2). كذلك، ينبغي معرفة نســب التحــول الداخلي Conversion factors بالنسبة للقشرات K، L ونسبة التحول مــن القشرة K إلى القشرة L . ومعرفة هذه البارامترات ضروري لحســاب عدد إلكترونات التحول الداخلي وعدد الثقوب المتبقية في هذه القشرات، نتيجة لإعادة توزع الإلكترونات في القشرات وانبعاث الأشعة الســينية المميزة أو انبعاث إلكترونات أوجر. ويمكن حســاب مجمــل الطاقــة المنقولة للنسيج عن اضمحلال واحد من اضمحلالات التكنيشيوم 99 م. ويستعرض جدول (9–3) المستعار مــن بيانــات لجنــة MIRD هــذه البيانات. ومن هذا الجدول يتضح أنه بالنسبة لفوتونات جاما ذات الطاقة 2.1 ك.إ.ف (المبينة في الجدول باسم جاما1) فإنها لا تخرج من الذرة وإنما تحدث تحولاً داخلياً ينطلق على أثره إلكترون من القشرة L حيث لا تكفي الطاقة لنزع إلكترون من القشرة الأولى K من ذرة التكنيشــيوم بحيث تنطلق الإلكترونات بطاقة 1.6 ك.إ.ف. أما بالنســبة للفوتونــات ذات الطاقة 140.5 ك.إ.ف والمبينة في الجدول تحت اســم جامــا (2) فإنها تنطلق من النواة باحتمالية f = 0.878 مــن الانتقــالات بكامــل طاقتها وهي 140.5 ك.إ.ف، كما تؤدى إلى إصدار إلكترونات تحــول داخلي من القشرات K ، L، M . وبالنسبة للفوتونات جامــا (3) التــي تنطلق بطاقة 142.06 ك.إ.ف من النواة فإنها تسلك نفس سلوك جامــا (2) تقريباً. أما باقي الجدول فيبين توزع الطاقات التي تنتقل بواســطة إلكترونات التحول الداخلي من القشرات K، L، M للتكنيشيوم 99م ومع الأشعة السينية نتيجة لإعادة توزع إلكترونــات الــذرة، وكــذلك مــع إلكترونات أوجر (راجع الفصل الثاني).

جدول (9−3): بيانات التكنيشيوم 99 م مستلة من جداول MIRD)

البيان			ثابت الجرعة التوازني		
مقدار الطاقة	مقدار الطاقة (ك.إ.ف)	النسبة (f)	راد لكل ميكروكوري× ساعة	جول لكل تفكك ×10−13	متنقل
جاما (1)	2.10	صفر	000	000	
إلكترون تحول داخلـــي من L	1.60	0.986	0.0035	0.0026	
جاما (2)	140.5	0.8787	0.2630	0.1980	0.0980
إلكترون تحول داخلـــي من K	119.4	0.0913	0.0232	0.0174	
− من L	137.7	0.0118	0.0034	0.0026	
− من M	140.0	0.0039	0.0011	0.0008	
جاما (3)	142.6	0.0003	0.0011	0.0001	0.0001
إلكترون تحول داخلي − من K	121.5	0.0088	0.0022	0.0016	
− من L	139.8	0.0035	0.0010	0.0007	
− من M	142.2	0.0011	0.0003	0.0002	
أشعة سينية $k_{\alpha1}$	18.3	0.0441	0.0017	0.0013	
أشعة سينية $k_{\alpha2}$	18.2	0.0221	0.0008	0.0006	
أشعة سينية $k_{\beta1}$	20.6	0.0105	0.0004	0.0003	
إلكترون أوجر KLL	15.4	0.0152	0.0005	0.0004	
إلكترون أوجر KLX	17.8	0.0055	0.0002	0.0002	
إلكترون أوجر KLM	1.90	0.1093	0.0004	0.0003	
إلكترون أوجر MXY	0.40	1.2359	0.0011	0.0008	
الإجمالي			0.3029	0.2279	0.0981

أما العمود الرابع فيحدد الطاقة المودعة في جرام راد لكل ميكروكوري.ساعة. ويعرف هذا المقدار باسم ثابت جرعة التوازن Equilibrium Dose Constant Δ نظراً لأنه عند حساب هذه الكمية تم افتراض أن النظير المشع يتوزع توزعاً متجانساً في عضو أو نسيج كبير بحيث تمتص جميع الفوتونات والجسيمات التي تصدر عن النظير المشع بالكامل داخل هذا العضو أو النسيج ولا يخرج أي منها خارجه.

ومن المعروف أن:

1 ميكروكوري.ساعة = $3.7 \times 10^{4} \times 3600$

= 1.332×10^{8} اضمحلال

وأن 1 جرام راد هو:

1 جرام×100 إرغ/جرام = 100 إرغ

= 10^{-5} جول

= 10^{-5} غراي. كيلوجرام

(راجع الفصل السابع). وعلى ذلك فإن:

1 جرام راد/ميكروكوري.ساعة = $10^{-5} / 1.332 \times 10^{8}$

= 7.51×10^{-14} جول/اضمحلال.

مثال:

من جدول (3–9) يتبين أن فوتونات جاما (2) تصدر عن التكنيشيوم99 م بطاقة 140.5 ك.إ.ف، وبنسبة f تساوي0.8787 لكل اضمحلال، عيّن ثابت جرعة التوازن Δ لهذا الخط وعبر عنه بوحدة جرام راد لكل ميكروكوري ساعة.

الحل:

$$\Delta = 0.1405 \times 0.8787 = 0.1235 \quad \text{MeV/dis}$$

$= 0.1235 \text{ x } 1.6 \text{ x } 10^{-13}$

$= 1.975 \text{ x } 10^{-14}$ Joule /dis

$= 1.975 \text{ x } 10^{-14} / 7.51 \text{ x } 10^{-14}$

$= 0.263$ gm.rad / µ Ci .h

9−6−2 حساب الجرعة الداخلية

فضلاً عن البيانات الواردة في جدول (9−3) يتطلب حساب الجرعة المودعة في عضو أو نسيج ما معرفة بعض المعلومات البيولوجية مثل العمر البيولوجي النصفي (راجع الفصل العاشر) والمعلومات التشريحية للعضو أو النسيج، بما في ذلك شكل هذا العضو أو النسيج وحجمه. وقد يختلف حجـم وشـكل العضـو أو النسيج من

جدول (9−4): الجرعة الممتصة لوحدة النشاط الإشعاعي المتراكم في بعض الأعضاء البشرية

النظير المشع وعمره النصفي	العضو المتراكم فيه النشاط	جرعة الأعضاء المجاورة		
		العضو	راد/ميكروكوري. ساعة	جراي/ بكرل. ثانية
تكنيشيوم 99م 6 ساعات	الكبد	الكبد	4.6×10^{-5}	3.45×10^{-15}
		المبيض	4.5×10^{-7}	3.38×10^{-17}
		الخصيتين	6.2×10^{-8}	4.66×10^{-18}
		النخاع الأحمر	1.6×10^{-6}	1.20×10^{-16}
	الغدد الدرقية	الغدد الدرقية	2.5×10^{-3}	1.73×10^{-13}
	المثانة	الغدد الدرقية	2.1×10^{-9}	1.58×10^{-19}
يود− 13 193 ساعة	الغدد الدرقية	الغدد الدرقية	2.2×10^{-2}	1.65×10^{-12}

هذا الجدول مستل من جداول MIRD.

مريض لآخر إلا أنه تستخدم بعض المقاييس المعيارية الخاصة بأحجام وأشكال الأعضاء البشرية للإنسان المعياري، وهو إنسان حددته اللجنة الدولية للوقاية الإشعاعية يبلغ طوله 175سم وكتلته 70 كجم. وباستخدام نموذج الإنسان المعياري ومنهج مونت كارلو لحساب كـــمية
الفوتونات الممتصة في العضو وكمية الإشعاعات المتشتتة عليه يمكـــن حساب الجرعة المودعة في العضو أو النسيج المعين. ويعتبر حســـاب الجرعة بهذا الأسلوب شديد التعقيد إلا أن البـــرامج الحاســـوبية (مثـــل برنامج مونت كارلو) قد يسرت عملية الحساب كثيراً . ويبـــين جـــدول (9–4) بعض نتائج هذه البرامج بالنسبة للتكنيسيوم 99م .

مثال:

احسب الجرعة المتوسطة الناتجة في كل من الكبد والمبيض الناتجة عن حقن 1 مللي كوري من التكنيشيوم 99م في المريض إذا كان هذا النظير محقون في صورة مركب يتركز بالكامل في الكـــبد تركزاً متجانساً باعتبار أن العمر البيولوجي النصفي أكثر بكثير من العمر النصفي الفيزيائي الذي يبلغ 6.02 ساعة.

الحل:

من المعلوم أي متوسط العمر لنظير مشع يساوي العمر النصـــفي مقسوماً على Ln2 (راجع الفصل الثاني). بذلك، يكون متوسط العمـــر ι للكمية المحقونة التي تتركز في الكبد هو:

$$\iota = 6.02 \text{ x Ln2} = 8.685 \text{ hours}$$

وبذلك، يمكن حساب النشاط الإشعاعي A المتراكم في الكبد عـــن الكمية المحقونة طوال العمر المتوسط، وهذا النشاط هو:

$$A = 3.7 \text{ x } 10^{7} \text{ x } 8.685 \text{ x } 3600$$

$$= 1.1568 \text{ x } 10^{12} \text{ dis (or Bq.sec)}$$

وباستخدام جدول (9–4) تكون الجرعة المودعة في الكبد والناتجة عن الكمية المحقونة هي:

$$D = A \times 3.45 \times 10^{-15}$$

$$= 3.99 \text{ Gray}$$

أما الجرعة المودعة في المبيض عن هذا الحقن فهي:

$$D = A \times 3.38 \times 10^{-1} = 3.91 \times 10^{-2} \text{ Gy}$$

9–7 استخدام النظائر المشعة والإشعاعات في العلاج

مثلما يمكن أن تستحث الإشعاعات المؤينة السرطانات المختلفة في الأنسجة السليمة تستخدم هذه الإشعاعات والنظائر المشعة لمعالجة بعض السرطانات وقتل خلاياها. فعلى سبيل المثال نجح استخدام نظير اليود–131 المشع الذي يحقن بجرعة محددة في جسم المريض أو يعطى مع الماء عن طريق البلع في علاج نسبة عالية من سرطان الغدد الدرقية في الحالات التي لا يمكن استئصالها جراحيا أو التي يتكرر نموها بعد الجراحة، كما يستخدم هذا النظير في علاج عدد من الأمراض المرتبطة بهذه الغدد. كذلك، يستخدم الحقن بنظير اليود–131 المشع أو نظير الفسفور–32 المشع في علاج بعض أنواع اللوكيميا (سرطان الدم)، وأصبح استخدام بعض النظائر المشعة داخل جسم المريض من التقنيات المستخدمة لعلاج بعض أنواع السرطانات سواء على انفراد أو بالترافق مع تقنيات علاج أخرى كالاستئصال الجراحي أو العلاج الكيميائي.

وفضلا عن العلاج بالنظائر المشعة داخل جسم المريض تستخدم حزم الإشعاعات المؤينة من مصادر مشعة عالية النشاط الإشعاعي تصدر إشعاعات جاما كالكوبلت–60 أو السيزيوم–137، أو من حزم الجسيمات الخفيفة كالإلكترونات أو الأشعة السينية من المعجلات

الإلكترونية ذات الطاقات العالية (من 6 حتى 20 م.إ.ف) كـالمعجلات الخطية، أو من حزم الأيونات الثقيلة كالبروتونات وغيرها من معجلات السيكلوترون أو التاندم ، أو من حزم النيوترونات أو البوزترونات، وذلك لرجم الأورام السرطانية الجامدة والعميقة داخل الجسم البشري. وعموما، فقد نجحت تقنيات الرجم بالحزم الإشعاعية في علاج العديد من السرطانات الجامدة أو في وقف نموها في كثير من الحالات عند الاختيار الصحيح لحزمة الأشعة ولطاقة الحزمة حتى يمكن تدمير الخلايا السرطانية دون الإضرار كثيرا بالخلايا السليمة المحيطة بالورم السرطاني. وتوجد الآن في العالم عشرات بل مئات مراكز علاج السرطان، Oncology centers التي تضم فرقا من الفيزيائيين المسؤولين عن تخطيط العلاج وعن إيداع الجرعات الصحيحة في المواضع الصحيحة من الجسم حتى لا يفشل العلاج.

8-9 استخدام الإشعاعات المؤينة في التعقيم الطبي

في الوقت الحاضر تعتبر الإشعاعات المؤينة أهم الوسائل الرئيسة لتعقيم المعدات الطبية والأدوات مثل المحاقن والصيدلانيات والأدوية والدم وغيرها. ويعود السبب في ذلك للآتي:

أ- قلة التكلفة بالنسبة لطرق التعقيم الأخرى كالبخار أو الحرارة.

ب- تغليف الأدوات أو المواد المطلوب تعقيمها داخل غلاف غير منفذ للهواء أو البكتريا أو الفيروسات ثم تعرض المادة الخاضعة للتعقيم داخل غلافها لإشعاعات جاما أو الأشعة السينية فتقتل جميع البكتريا والفيروسات عند جرعات إشعاعية محددة ويبقى التعقيم فعالا طالما بقيت المادة داخل الغلاف غير المنفذ.

ج- لا يؤدي التعقيم بالإشعاعات المؤينة إلى رفع درجة حرارة المادة الخاضعة للتحكيم. لذلك فإنه يستخدم لتعقيم جميع المواد

الحساسة للبخار أو الحرارة، ويعتبر التعقيم بالإشعاع هو الطريقة الوحيدة المتاحة والمثلى لتعقيم هذه المواد. ويتم الآن تعقيم الأدوية والصيدلانيات بالإشعاع دون حدوث أي تلف لها. كذلك أصبحت عملية تعقيم الدم بالإشعاع قبل نقله للمريض عملية ضرورية تتم في جميع المستشفيات الراقية بل وإلزامية في بعض الدول لقتل الفيروسات والبكتريا المسببة لعدد من الأمراض الخطيرة كالالتهاب الكبدي الوبائي أو الإيدز أو غيرهما.

د- بساطة طرق التعقيم بالإشعاع وعدم الحاجة لتجهيزات معقدة والعامل الوحيد المؤثر هو جرعة التعرض الإشعاعي أي زمن التعرض لحزمة الإشعاعات.

وعموما، تتم عمليات التعقيم باستخدام حزمة شديدة الكثافة من إشعاعات جاما من مصدر كوبلت-60 أو من الأشعة السينية من معجل إلكتروني خطي وتعريض المادة الخاضعة للتعقيم داخل صناديقها لهذه الحزمة، حيث تخترق أشعة جاما الصناديق بيسر وتمنح جرعة من الطاقة للمادة تكفي لعملية التعقيم.

9-9 استخدامات طبية أخرى للنظائر المشعة والإشعاع

هناك العديد من الاستخدامات الأخرى للنظائر المشعة المختلفة وحزم الإشعاعات المؤينة في المجال الطبي لا يتسع هذا الكتاب لتناولها بإسهاب. ومن هذه الاستخدامات الرائدة إنتاج العديد من اللقاحات الطبية المضادة للبكتريا الفتاكة للبشر وللحيوانات. ويتلخص تأثير الإشعاعات المؤينة في أنه عند تعريض اللقاح في طور معين من أطواره لحزمة من الإشعاعات المؤينة ينخفض زمن المرحلة الطفيلية لهذا اللقاح دون تخفيض قدرته على توليد المناعة عند الكائن المريض. كذلك، يتم في الوقت الحالي استخدام الإشعاع لتعقيم ذكور بعض الحشرات وإطلاقها

لتنافس الذكور السليمة مما يؤدي إلى تناقص سريع في عدد الحشرات في الأجيال اللاحقة، وبالتالي إلى مقاومة العديد من الحشـرات الناقلـة للأمراض المعدية والخطرة في العالم. ومن التطبيقات المتعددة الأخرى للنظائر المشعة إنتاج البطاريات الكهربائية التي يمكن أن تعمل لعشرات السنوات دون توقف أو إمداد بمصادر طاقة مثل البطاريات المستخدمة في محطات الأرصاد في الأماكن النائية التـي يسـتخدم فيـه نظيـر الاسترونشيوم-90 أو البطاريات النووية لسفن الفضـاء أوالبطاريـات الخاصة بأجهزة تنظيم ضربات القلب أو غيرها

10-9 أسئلة ومسائل للمراجعة

1- ماهي مبررات ترشيح حزمة الأشعة السينية ؟.

2- عند استخدام القصدير مع الألومنيوم لترشيح حزمة الأشعة السينية تظهر على الطيف بعض القمم محددة الطاقة من الأشعة السينية. ما سبب ظهور هذه القمم. وكيف يمكن التخلص منها؟.

3- كيف يرتب وضع المرشحات من حيث عددها الذري؟، ولماذا؟.

4- لماذا لاتستخدم مرسحات للحزم الإشعاعية الصادرة من مصادر الكوبلت-60 أو السيزيوم- 137؟.

5- كيف يتغير السمك النصفي لحزمة الأشعة السينية بزيادة طاقة هذه الأشعة؟.

6- أذكر مزايا وعيوب مستقبلات الصورة بأنواعها الثلاثة في عمليات التشخيص بالأشعة السينية.

7- ماهو المقصود بمصطلح الطب النووي؟.

8- اذكر نويدتان من النويدات الأكثر استخداما في مجال الطب النووي واشرح بالتفصيل كيفية انتاج النويدة الأم لكل منهما، مع كتابة معادلة التفاعل لكل منهما.

9- اشرح بالتفصيل كيف يتم استحلاب التكنيشيوم 99 م من مولد المولبدنوم.

10- بفرض أنه يتم استحلاب مولد التكنيشيوم مرة كل 24 ساعة وفي نفس الموعد، ماهي نسبة النشاط الإشعاعي للاستحلاب الثاني مقارنة بالأول؟.

11- ارسم مخططا للمصورة الجامية يبين مكوناتها الرئيسة واذكر وظيفة كل مكون منها.

12- عرف كل من حساسية المصورة الجامية وقدرتها التحليلية، وكيف ترتبطان هاتين الخاصيتين ببعضهما البعض؟.

13- اشرح تقنية طومغرافيا الانبعاث البوزتروني، وما هي النظائر المشعة المستخدمة فيها؟. وكيف يتم الحصول عليها؟.

14- اشرح بالتفصيل خطوات تعيين معدل امتصاص اليود في الغدد الدرقية، واذكر مكونات الجهاز المستخدم ووظيفة كل مكون.

15- اشرح بالتفصيل خطوات قياس حجم بلازما الدم لشخص، وعلل أسباب تساوي حجمي العينتين، واذكر أهمية تخفيف العينة المعيارية، وما هو دور القلعة المستخدمة حول المطياف؟.

16- في دراسة لامتصاص اليود 131 في الغدد الدرقية كانت القراءات كالمبينة في الجدول التالي، فإذا كانت كمية اليود-131 المعطاة للمريض 20 ملليكوري، والكمية في العينة المعيارية بنفس النشاط الإشعاعي. عين نسبة امتصاص الغدد الدرقية لهذا المريض من اليود-131 والقيمة المطلقة الممتصة.

N	N_b	S	S_b
2700	205	12500	200

17- في دراسة لقياس حجم البلازما حقن المريض باليود-131 بنشاط إشعاعي مقداره 10 ميكروكوري وخففت العينة المعيارية ألفي مرة بحيث أصبح حجمها 2000 ملليلتر، وبعد الفترة اللازمة تم سحب 10 ملليلتر من دم المريض وتم فصل البلازما وأخذت عينتان متساويتا الحجم من العينة المعيارية المخففة ومن البلازما مقدارهما 3 ملليلتر وعدت العينتان على المطياف فكانت معدلات العد كالآتي: 3280 نبضة/دقيقة للعينة المعيارية، 2325 نبضة/دقيقة لعينةالبلازما، 160 نبضة/ دقيقة للخلفية الإشعاعية. احسب حجم البلازما لهذا المريض.

18- من جدول (9-3) يتبين أن فوتونات جاما (3) تصدر عن التكنيشيوم 99م بطاقة 142.6 ك.إ.ف، وبنسبة f تساوي0.0003 لكل اضمحلال، عيّن ثابت جرعة التوازن Δ لهذا الخط وعبر عنه بوحدة جرام راد لكل ميكروكوري ساعة.

19- احسب الجرعة المتوسطة الناتجة في كل من الكبد والمبيض الناتجة عن حقن 600 ميغابكرل من التكنيشيوم 99م في مريض إذا كان النظير محقونا في صورة مركب يتركز بالكامل في الكبد تركزاً متجانساً، وباعتبار أن العمر البيولوجي النصفي أكثر بكثير من العمر النصفي الفيزيائي الذي يبلغ 6.02 ساعة.